

STEREO-RÖNTGENOLOGISCHE
FRÜHDIAGNOSE VON
HÜFTPROTHESENLOCKERUNGEN

von

Johannes Fuchs

aus

Windischbergendorf

1980
—

1981 № 108



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546209_0013

Aus der Orthopädischen Klinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. med. D. Hohmann

STEREO-RÖNTGENOLOGISCHE FRÜHDIAGNOSE VON HÜFTPROTHESENLOCKERUNGEN

INAUGURAL - DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt

von

Johannes Fuchs

aus

Windischbergerdorf

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. W. Kersten

Referent: Prof. Dr. D. Hohmann

Tag der mündlichen Prüfung: 01.12.1980

Inhalt

1.	Einleitung	4
2.	Lockerungsdiagnostik	8
2.1.	Klinik der Lockerung	8
2.2.	Röntgendiagnostik	9
2.2.1.	Röntgennativaufnahme	9
2.2.2.	Bildverstärker	10
2.2.3.	Arthrographie	10
2.3.	Szintigraphie	11
2.4.	Schwingungsmechanische Methode	11
2.5.	Dynamische Röntgenverbundanalyse	12
2.6.	Computertomographie	13
3.	Stereo-röntgenologische Lokalisationsdiagnostik	14
3.1.	Marken	15
3.2.	Meßpunkte an den Prothesenteilen	21
3.2.1.	Kopfprothese	21
3.2.2.	Schalenprothese	23
3.2.3.	Pfanne	24
3.3.	Paßpunktsystem	25
3.4.	Basisverhältnis	26
3.5.	Gütekriterien	27
3.6.	Auswertegenauigkeit	27
3.7.	Anmerkungen	31
3.7.1.	Verlagerung - Lockerung	31
3.7.2.	Stellungen bei Funktionsaufnahmen	32
3.7.3.	Beweiskraft eines negativen stereo-röntgeno- logischen Befundes	32
4.	Aufgabenstellung	34
5.	Untersuchungsmaterial	36
5.1.	Verlaufsbeobachtung	36
5.2.	Funktionsaufnahmen	37
6.	Klinische Untersuchung	38
6.1.	Untersuchungsbogen	38
6.2.	Ergebnisse der klinischen Untersuchung	43
6.2.1.	Geschlechtsverteilung	43
6.2.2.	Altersverteilung	43
6.2.3.	Beschwerden	44
6.2.4.	Gehstrecke und Gehfähigkeit	44
6.2.5.	Gangbild	45

6.2.6.	Passive Beweglichkeit	45
6.2.7.	Röntgenologische Befunde	49
6.3.	Zusammenfassung	49
6.3.1.	Patienten mit Schalenprothese	49
6.3.2.	Patienten mit Totalendoprothese	50
7.	Stereo-röntgenologische Untersuchung	51
7.1.	Aufnahmetechnik	51
7.2.	Auswertung	54
7.3.	Kontrollparameter	61
7.3.1.	Parameter zur Beurteilung eines Stereo-röntgen- bildpaares	62
7.3.1.1.	Parameter zum Erkennen von Wackelbewegungen der Patienten zwischen den beiden Einzelauf- nahmen	62
7.3.1.2.	Raumlage	63
7.3.1.3.	Abstände der Markengeraden und -ebenen; Größe der Kugel- und Kreistradien	63
7.3.1.4.	Basisverhältnis	64
7.3.1.5.	Sonstige Kriterien	64
7.3.2.	Kontrollparameter zur Bewertung des Ergebnisses von zwei Stereobildpaaren eines Patienten	64
7.3.2.1.	Abstandsdifferenzen Δg , Δh , Δi zwischen den Marken	65
7.3.2.2.	Minimale Markenabstände nach Lageoptimierung	66
7.3.2.3.	Diskussion der Parameter von 7.3.2.	67
7.3.3.	Zusammenfassung	69
8.	Stereo-röntgenologische Ergebnisse	70
8.1.	Übersicht über die Befunde	70
8.1.1.	Befunde der Verlaufsbeobachtung	70
8.1.2.	Befunde der Funktionsaufnahmen	71
8.2.	Übersicht über die Werte der Parameter	72
8.2.1.	Parameter von Abschnitt 7.3.1.	72
8.2.2.	Bemerkungen zu den Werten von 8.2.1.	73
8.2.3.	Parameter vom Abschnitt 7.3.2	74
8.2.4.	Bemerkung	74
8.3.	Kasuistik	75
8.3.1.	Dokumentationsbogen	75
8.3.2.	In der Praxis mit dem "AOT" erzielbare Aus- wertegenauigkeit	81

8.3.3.	Verlaufsbeobachtung	83
8.3.3.1.	Patienten mit einer Schalenprothese	83
8.3.3.1.1.	Beispiel einer festen Schalenprothese	83
8.3.3.1.2.	Beispiel für eine verlagerte Schalenprothese	86
8.3.3.1.3.	Weitere Beispiele für eine verlagerte Schalenprothese	89
8.3.3.2.	Patienten mit einer Totalendoprothese	90
8.3.3.2.1.	Beispiel für eine feste Totalendoprothese	90
8.3.3.2.2.	Beispiel für die Verlagerung einer Totalendoprothese	95
8.3.4.	Funktionsaufnahmen	96
8.3.5.	Diskussion weiterer Besonderheiten	103
8.3.5.1.	Ungünstige Markenlage bei einer Totalendoprothese	103
8.3.5.2.	Verlagerung einer Marke im Knochen	105
8.3.5.3.	Verlagerung einer Marke außerhalb des Knochens	105
8.4.	Zusammenfassung der Ergebnisse	109
8.5.	Anmerkung	111
9.	Zusammenfassung	113
10.	Literatur	114

1. Einleitung

Unbestritten sind die beeindruckenden Erfolge, die mit der Hüftalloarthroplastik erzielt werden. Bei entsprechend destruiertem, Funktionsgemindertem und vor allem schmerzhaftem Gelenk bieten Hüftprothesen ohne eigentliche Alternative ein Optimum an Wiederherstellung der Gelenkfunktion.

Daher, und weil die Prothesenimplantation auf breiter Ebene durchgeführt wird, müssen große Anstrengungen unternommen werden, um die zum Teil nicht unerhebliche Komplikationsrate zu senken, d.h. vor allem, um den langfristigen Erfolg zu sichern.

Da sich jedoch trotz aller Verbesserungen eine 100%-ige Erfolgsrate nicht erreichen lassen wird, muß ferner daran gearbeitet werden, auftretende Komplikationen so zeitig und sicher in den Griff zu bekommen, daß ein endgültiges Scheitern des Hüftersatzes nach Möglichkeit verhindert wird. Dazu soll diese Arbeit beitragen.

In unserem Zusammenhang interessieren von den verschiedenen Komplikationen nur die Lockerungen. Die Angaben über deren Häufigkeit und Art sind sehr unterschiedlich, ja erscheinen zunächst widersprüchlich. Die Differenzen ergeben sich jedoch vor allem aus verschiedenen Prothesenmodellen, Operationsindikationen, Altersstrukturen, operationstechnischen Vorgehen, Beobachtungszeiträumen und aus den meist kleinen Untersuchungskollektiven.

Schon das Verhältnis zwischen Lockerungen bei Infektionen und aseptischen Lockerungen variiert stark:

Hackenbroch et al. (7) geben 17.8% aseptische Lockerungen und 2.7% infektiös bedingte Lockerungen an.

Bei Riedl und Reichelt (21) stellen die Infektionen $\frac{3}{4}$ aller Komplikationen dar; diese wurden bei 5% aller Fälle beobachtet.

Brinkmann und Heilmann (4) berichten von rund 50% aseptischen Lockerungen bei 78 Austauschoperationen.

Ebenso unterschiedlich gestaltet sich das Verhältnis zwischen den aseptischen Lockerungen von Pfanne und Schaft:

Hackenbroch et al. (7) beobachteten beim Prothesentyp

nach Weber-Huggler (Metallpfanne, rotierender Polyesterkopf auf Metallschaft) bei 29% der Erstoperierten (Durchschnittsalter: 47.7 Jahre) isolierte Pfannenlockerungen, bei 1.5% isolierte Schaftlockerungen und bei 2.9% kombinierte Lockerungen.

Dagegen verzeichnete Tönnis (30) bei der Prothese nach Charnley-Müller (Polyäthylenpfanne, Metallschaft) keine isolierte Pfannenlockerung bei 4.8% Schaftlockerungen und 3.0% kombinierten Lockerungen.

Während bei der Weber-Huggler-Prothese der starke Abrieb des Polyesterkopfes und die darauf folgende Fremdkörperreaktion mit riesenzellhaltigem Granulationsgewebe mindestens zum größten Teil für die hohe Lockerungsrate verantwortlich gemacht wird (Brinkmann, Heilmann (4); Biehl, Harms (3); Reichelt, Riedl (20); Rütt (22)), spielt bei den Ganzmetallprothesen nach McKee-Farrar die hohe mechanische Belastung durch die gegenüber der Polyäthylen-Metall-Kombination dreimal so hohe Reibung eine entscheidende Rolle (Jäger, Ungethüm(10)).

Eine weitere Diskrepanz besteht im Zeitpunkt der Manifestation der aseptischen Lockerung:

Während Hackenbroch et al. (7) eine kontinuierliche Zunahme der Lockerungen im Laufe der Zeit feststellt (wobei allerdings nach einem Maximum zwischen zwei und vier Jahren ein starker Rückgang zu verzeichnen ist, s. Tabelle 1), berichten andere Autoren von sehr frühzeitigen Lockerungen; so sahen Schulitz und Dustmann (23) schon in den ersten acht Monaten die meisten Lockerungen; Biehl und Harms berichten von neun aseptischen Lockerungen, von denen vier im ersten und weitere vier im zweiten postoperativen Jahr auftraten (3); Tönnis und Asai (30) kommen auf acht von 25 aseptischen Lockerungen im ersten und 19 von 25 im ersten bis dritten Jahr.

Offensichtlich fällt die Entscheidung über Erfolg oder Mißerfolg oft schon in den ersten Jahren nach der Operation.

Aus den unterschiedlichen Ergebnissen kann gefolgert werden, daß die Erfolgchancen noch weiter steigen werden, indem allgemein das beachtet wird, was bisher nur einzelne auf einzelnen Gebieten am besten machen.

t	Lockerungen	Prozent
0 bis 0,5 J.	-	-
0 bis 1 J.	1	0,4
0 bis 1,5 J.	2	0,8
0 bis 2 J.	2	0,8
0 bis 2,5 J.	8	3,4
0 bis 3 J.	19	8
0 bis 3,5 J.	29	12,3
0 bis 4 J.	35	14,8
0 bis 4,5 J.	38	16,1
0 bis 5 J.	40	17
0 bis 5,5 J.	42	17,8
0 bis 6 J.	42	17,8

Tab. 1 Lockerungsrate von 236 Totalendoprothesen nach Weber-Huggler und McKee-Farrar bei Hackenbroch et al. (7)

Verbesserungen der Ergebnisse sind zu erwarten durch die Verfeinerung der Operationstechnik, z.B. durch Vermeidung einer zu varischen Verankerung des Schaftes (Grünert und Ritter (6), Strauß (27)) und durch Verwendung von Prothesen mit optimaler Form (Tönnis und Asai (30)) und aus dem günstigsten Material.

Zu nennen wären hier die langstieligen Müller-Prothesen oder die Prothese nach Beck. Beck sah nach 1500 Implantationen nach bis zu drei Jahren keine einzige Lockerung (bei Tönnis und Asai (30)), ein imponierendes Ergebnis, selbst wenn man unterstellt, daß die 1500 Patienten nicht lückenlos beobachtet wurden, und daß gelockerte Prothesen an anderer Stelle behandelt wurden.

Aber auch Tönnis und Asai verzeichneten bei diesem Modell nach 247 Prothesenoperationen binnen zweieinhalb Jahre keine Lockerung (30).

Da die größten Belastungen für den Knochen durch die unterschiedliche Härte von Prothese und Knochen entstehen, wird nach einem möglichst isoelastischen Prothesenmaterial gesucht.

Doch bei allen noch möglichen Verbesserungen bleiben die Lockerungen mit Sicherheit ein Problem der Prothesenimplantation, das dem Operateur zu schaffen macht und das insbesondere dem verantwortungsbewußten Arzt bei der Indikations-

stellung die Entscheidung nicht einfach macht.

Rütt (22) schränkt die Indikation der TEP ein, indem er sie bei Protrusio acetabuli, Osteochondrolyse und congenitaler Pfannendysplasie ablehnt.

Nach dem Problem der Optimierung der Erstoperation taucht sofort die Frage nach den Erfolgchancen einer Zweitoperation bei Versagen der ersten auf. Die Austauschoperation führt nach aseptischer, z.T. auch nach infektiös bedingter Lockerung durchaus zum Erfolg, auch wenn sie schwieriger und mit mehr Komplikationen behaftet ist (siehe dazu z.B. (2) und (25)).

Günstigere Möglichkeiten für eine Zweitoperation bestehen bei größtmöglicher Substanzerhaltung bei der Erstimplantation, wie sie gegeben ist, wenn lediglich die Gelenkflächen ersetzt werden, und zwar mit den sogenannten Schalen- oder Kappenprothesen nach Wagner (31).

Eine Reoperation ist umso erfolgreicher, je frühzeitiger die Lockerung erkannt wird. Ist nämlich erst einmal der Lockerungsprozeß in gang gekommen, wird die unphysiologische Belastung des verankernden Knochens schnell größer, was z.B. im Fall der Schaftlockerung durch die zunehmende Varisierung zu zunehmender Knochenresorption besonders am Adambogen führt. Gerade die Anteile, die das Zweitimplantat tragen sollen, schmelzen nach eingetretener Lockerung nur so dahin (25). Auch bei chem.-toxisch bedingter Lockerung nimmt der Resorptionssaum des aggressiven Granuloms rasch zu (4).

Da über die Bedeutung des Zeitverlustes bei der sicheren Feststellung einer Lockerung Einigkeit besteht, diese aber erhebliche Schwierigkeiten bereitet, wurden mannigfache Methoden erarbeitet, die eine sichere Lockerungsdiagnostik gewährleisten sollen. Die Vielzahl der Methoden und besonders ihre sehr unterschiedliche Beurteilung weisen darauf hin, daß noch keine der bisherigen Methoden das leistet, was von ihr erwartet werden muß.

2. Lockerungsdiagnostik

2.1. Klinik der Lockerung

Obwohl Beschwerden nicht immer gleich zu Beginn einer Lockerung auftreten, wird doch im Normalfall am Anfang der Lockerungsdiagnostik der klinische Befund stehen. Dabei fängt allerdings die Problematik auf diesem Gebiet schon an:

Schmerz als Lockerungssymptom ist nur bedingt aussagekräftig.

Zum Teil treten gar keine Schmerzen auf, so bei (5) und (7); viel häufiger dagegen sind Schmerzen ohne Lockerung: bei Mackenbroch et al. (7) waren nur 41% der operierten Patienten schmerzfrei, Stock und Schmid-Ulrich (26) geben 77.5% als schmerzfrei an.

Als Ursachen für Schmerzen, die nicht durch eine Lockerung bedingt sind, werden angegeben:

- periartikuläre Verkalkungen: sie kommen bei ungefähr 30% vor (23)(26) und bereiten bei 1.3% bis 5% Schmerzen (7)(14)(26)
- Infektion (3)
- Myositis ossificans (8)
- Prothesenwanderung (8)
- Osteoporose (3)
- Insertionstendopathien (1)(11)(24)
- Kapselreizzustände (11)(24)
- Ergußbildung (4)
- Fascia-lata-syndrom (24)
- spondylogenen oder radikulär bedingte Schmerzen (1)
- sonstige Weichteilschmerzen, z.B. durch mangelnde Muskelführung (11)

Einige dieser Schmerzursachen lassen sich natürlich differentialdiagnostisch abklären, doch muß in jedem Fall eine eventuell gleichzeitig bestehende Lockerung ausgeschlossen werden, bevor mit der meist nur symptomatischen konservativen Behandlung begonnen wird, vor allem da massive periartikuläre Verkalkungen auch als eine mögliche Ursache für eine Lockerung angesehen werden (z.B. von Rütt (22)).

Frühinfektionen sind meistens, Spätinfektionen fast immer mit einer Lockerung verbunden.

Welche Schmerzen werden nun bei gelockerten Prothesen vor allem angegeben?

- Anlaufschmerz (von Brinkmann und Heilmann (4) u.a.), der freilich nach Schulitz und Dustmann (23) auch bei 40% der festen Prothesen besteht;
- Belastungsschmerz (Biehl und Harms (3), Brinkmann und Heilmann (4), Schulitz et al. (24));
- Rotationsschmerz (4).

Bei Pfannenlockerung strahlen die Schmerzen in die Leistenregion, an die Innenseite des Oberschenkels und zur Rückseite des Beckens (Gesäß-, Rückenschmerzen) aus; bei Schaftlockerung ziehender Belastungsschmerz an der Außenseite des Oberschenkels bis ins Knie ausstrahlend, sowie Abduktions- und Stauchungsschmerz (nach Brinkmann und Heilmann (4)).

Das sind jedoch samt und sonders Schmerzen, wie sie für Affektionen im Hüftgelenk ganz allgemein typisch sind, nicht aber für die Lockerung einer Hüftprothese im besonderen. Hinzu kommt, daß bei den operierten Patienten zumeist andere Gelenke ebenfalls arthrotisch verändert und daher schmerzhaft sind (Knie-, Rückenschmerzen, Schmerzen auf der Gegenseite), daß dadurch besonders leicht Muskelverspannungen im ganzen Beckenbereich zu einem diffusen Schmerzzustand führen können, daß auf der anderen Seite jedoch auch die analgetische Behandlung der Beschwerden an anderen Gelenken die Symptomatik am operierten Gelenk verschleiert.

2.2. Röntgendiagnostik

2.2.1. Röntgennativaufnahme (Beckenübersicht)

Natürlich gehört zu jeder Untersuchung der operierten Hüfte eine Röntgennativaufnahme. Auf ihr sieht man, abgesehen von krassen Lockerungen oder Brüchen kaum für eine Lockerung spezifische Veränderungen.

Randsäume beobachteten Stock und Schmid-Ulrich (26) bei 48% aller Prothesenträger; Schulitz und Dustmann (23) deuten sie als Zeichen der Abhärtung des sich retrahierenden Methacrylats. Eher hinweisend auf Lockerungsvorgänge sind nach letzteren Saumbildung und Sklerosierung. Nach Brinkmann und Heilmann (4) geben osteolytische Vor-

gänge am Adambogen Hinweise auf Lockerung des Schaftes. Arbes et al. (1) u.a. beurteilen die Röntgenbildaussage als unzuverlässig.

Zudem kann der Femurkopf unter einer Schalenprothese total nekrotisch sein, ohne daß sich das im Röntgenbild erkennen läßt.

2.2.2. Bildverstärker

Mehr Möglichkeiten bietet die Betrachtung des Hüftgelenkes im Bildverstärker, bei der eventuell Bewegungen der Prothesenteile unter Druck und Zug des Beines beobachtet werden können; auch diese Methode erscheint nach eigenen Beobachtungen jedoch unsicher.

2.2.3. Arthrographie

Die aufwendigste und eingreifendste Methode zur Lockerungsdiagnostik ist die Arthrographie. Nach der Darstellung von Keyl und Hepp (11) wird unter Bildwandlerkontrolle das Hüftgelenk anpunktiert und mit Kontrastmittel gefüllt. Sodann wird das Bein durch Druck und Zug bewegt, so daß das Kontrastmittel in bestehende Spaltbildungen eintritt, insofern sie in Verbindung mit dem Gelenkraum stehen. Falsch positive Ergebnisse sind hier nicht zu erwarten. Dagegen wird von falsch negativen Resultaten berichtet, vor allem bei den häufig gelockerten und heute nicht mehr verwendeten Metallpfannen, die das austretende Kontrastmittel röntgenologisch verdeckten. Aber auch in anderen Fällen blieben Lockerungen arthrographisch un-erkannt.

Insbesondere ist diese Methode nicht bei Schalenprothesen zu verwenden, weil das Kontrastmittel innerhalb der Metallschale nicht sicher zu erkennen ist.

Schulitz und Dustmann (23) sowie Keyl und Hepp (11) sprechen sich für die Arthrographie aus, Arbes et al. (1) beurteilen sie als unzuverlässig.

Sie ist jedenfalls technisch aufwendig und bedeutet für den Patienten einen erheblichen Eingriff, ist auch mit Komplika-

tionen verbunden (Infektion, Kontrastmittelkomplikationen).

2.3. Szintigraphie

Die Szintigraphie kann, wenn sie von erfahrenen nuklearmedizinern durchgeführt wird, gute Hinweise geben. Die applizierte radioaktive Substanz reichert sich an Stellen mit erhöhter Stoffwechselaktivität an.

Da es im Falle einer Lockerung zur Erhöhung der Knochenumbauvorgänge kommt, beobachtet man im Szintigramm bei Lockerung eine Anreicherung von Aktivität über dem Hüftgelenk, bzw. entlang des proximalen Femurs.

Häckel et al. (8) machten bei 53 Patienten keine falsch negative und lediglich eine - wegen Periarthritis - falsch positive Lockerungsfeststellung. Allerdings waren alle positiven Fälle im fortgeschrittenen Stadium der Lockerung, so daß diese auch schon röntgenologisch verifiziert werden konnten.

Dreyer et al. (5) kamen sowohl auf falsch positive wie auch auf falsch negative Resultate.

Eine Differenzierung der Gründe für den gesteigerten Stoffwechsel ist mit Hilfe der Szintigraphie nicht möglich. Das Szintigramm ist also auch positiv bei irgendwelchen Reizzuständen der umliegenden Weichteile, bei Tumoren oder Entzündungen. Die Methode ist daher nach Schulitz und Dustmann (23) sehr unspezifisch und somit unsicher. Bei der schwierigen Interpretation ist laut Arbes et al. (1) Erfahrung notwendig. Außerdem ist die Szintigraphie erst neun bis zwölf Monate postoperativ anwendbar, da nach Operationen generell die Aktivität im betroffenen Gebiet gesteigert ist.

2.4. Schwingungsmechanische Methode

Schulitz, Gärtner und Hüwel (24) stellen eine schwingungsmechanisch begründete Methode vor:

Durch die Diskontinuität aufgrund einer Lockerung verändert sich die Fortleitung mechanischer Schwingungen über das Gelenk hinweg bei bestimmten Frequenzen; es kommt zu mehr oder

weniger charakteristischen Dämpfungen.

In Lokalanästhesie wird je ein Kirschnerdraht an der spina iliaca ant. sup. und oberhalb des Knies in den Knochen eingebracht. Einer der beiden Kirschnerdrähte wird in Schwingung versetzt, und zwar mit einer innerhalb von sieben Sekunden kontinuierlich von 20 auf 2000 Hz gesteigerten Frequenz. Am zweiten Kirschnerdraht werden die Schwingungen abgeleitet, und deren Amplituden im Verlauf des Frequenzdurchgangs gemessen und aufgetragen. Bei gelockerten Prothesen kommt es zu Veränderungen des Kurvenverlaufes gegenüber der festen Prothese. Allerdings muß diese Kurve richtig interpretiert werden. Es kommen Intermediärkurven zwischen den eindeutig gelockerten und den eindeutig festen Fällen vor. In die schwingungsmechanische Analyse gehen sämtliche Strukturen und Strukturveränderungen zwischen dem Hüftknochen und dem Knie ein, so daß es noch weiterer Erfahrung bedarf, um eventuell ganz spezifische Charakteristika im Kurvenverlauf des Frequenzdurchgangs herauszufiltern.

Darüber hinaus ist auch diese Methode mit einem Eingriff verbunden, der für den Patienten unangenehm ist und eine Knochenalteration mit sich bringt, die auch zu Komplikationen führen kann (Ausbrechen des Kirschnerdrahtes bei ungünstigem Sitz oder schwachem Knochen, Osteomyelitiden etc.).

2.5. Dynamische Röntgenverbundanalyse

Im Zentralinstitut für Biomedizinische Technik und in der Orthopädischen Klinik der Universität Erlangen-Nürnberg entwickelte Thull (28) in Zusammenarbeit mit Baur Schmidt und Neupert ein auf einer dynamischen Röntgenverbundanalyse basierendes Verfahren zur Erkennung von gelockerten Prothesen.

Bisher wurden mit dieser Methode nur Schaftprothesen untersucht; nach Thull (persönliche Mitteilung) können jedoch auch Schalen und Pfannen überprüft werden.

Die Methode basiert auf dem Phänomen der Phasenverschiebung bei der Übertragung von (Sinus-) Schwingungen über einen nicht starr gekoppelten Verbund zweier oder mehrerer Komponenten, wie z.B. Knochen - Zement - Prothese.

Der Patient wird auf eine Plattform gestellt, die sich mit einer Frequenz von 6.25 Hz auf und ab bewegt. Für jeweils 10 sec wird in zwei Ebenen die Schwingung der Prothese über einen Röntgen-Bildwandler auf Band aufgezeichnet und durch zwei Photozellen an der Prothesen-Zementgrenze ausgewertet.

Derzeit ist nur die Aussage möglich: Prothese ist locker oder fest. Eine Quantifizierung des Lockerungsgrades wird durch eine Erweiterung der Methode möglich werden, eine Aussage über die Verlagerung einer festen Prothese ist naturgemäß nicht möglich.

Eine endgültige Wertung der Methode ist wegen der geringen praktisch-klinischen Erfahrung noch nicht möglich. Das Verfahren besteht jedoch durch die relative Einfachheit der Durchführung.

2.6. Computertomographie

Am sichersten ist der exakte direkte Nachweis einer Lockerung, d.h. einer Lageveränderung der Prothese gegenüber dem verankerten Knochen.

Das wäre prinzipiell möglich mit der Computertomographie. Allerdings besitzen auch die neueren Apparate nur ein begrenztes Auflösungsvermögen. In der gemessenen Ebene berechnen sie jeweils die Dichtemittelwerte von Würfeln mit einer Kantenlänge von etwa 1.5mm. Feinere Strukturen - z.B. kleine Implantatbewegungen - können also nicht erkannt werden. Damit bleiben erste Lockerungszeichen unerkannt.

3. Stereo-röntgenologische Lokalisationsdiagnostik

Der direkte Nachweis von kleinsten Positionsänderungen gelingt dagegen mit der an der orthopädischen Universitätsklinik in Erlangen entwickelten Lokalisationsdiagnostik mittels photogrammetrischer Auswertung von stereo-Röntgenbildern, über die in der vorliegenden Arbeit berichtet wird.

Wie von Probst und Baacke (15) dargestellt, gelang der Röntgenstereoskopie (ab 1897) und den stereophotogrammetrischen Verfahren (ab 1904) der entscheidende Durchbruch im klinischen Bereich wegen der enormen technischen und rechnerischen Probleme einer präzisen Auswertung nicht. Durch die Einsatzmöglichkeit elektronischer Datenverarbeitungsanlagen änderte sich die Situation jedoch grundlegend. Diese Rechner erst ermöglichen eine schnelle und auch im praktischen Betrieb praktikable Auswertung von Röntgen-Stereobildern, d.h. von zwei Röntgenaufnahmen, die aus zwei verschiedenen Positionen aufgenommen werden.

Die beiden Stereo-Röntgenbilder werden nacheinander monoskopisch mit einem Komparator (Römat) punktweise ausgemessen, und die dadurch erstellten Bildkoordinatenwerte in einem Rechner (PDP 11/34) auf Raumkoordinaten transformiert. Der Rechner erstellt somit ein räumliches Bild, in dem sich Abstände, Winkel, Oberflächen und andere klinisch relevante Größen im Raum berechnen lassen.

Um Lockerungen exakt bestimmen zu können, benötigt man definierte, röntgenologisch genau anmeßbare und wiederauffindbare Fixpunkte an den Prothesenteilen und im verankernden Knochen, die ihre Lage zueinander bei einer Lockerung der Prothese auch tatsächlich verändern. Liegt einer dieser Fixpunkte auf einer möglichen Lockerdrehachse, bzw. in einem -drehpunkt, so ist eine Lockerung durch Bestimmung der Relativlage nicht feststellbar.

Was daher im einzelnen beachtet werden muß, wird im folgenden beschrieben, zusammengefaßt nach den Veröffentlichungen von Probst, Merp und Leidel (13)(16)(17)(18).

3.1. Marken

Im verankernden Knochen - Hüftknochen für die Pfanne, Femur für Total- oder Schalenprothese - soll ein fixes Bezugskordinatensystem errichtet werden, in dem die räumliche Lage des zugehörigen Prothesenteiles bestimmt wird. Dazu benötigt man konstante, geometrisch möglichst einfache, durch scharfe Konturen abgegrenzte und auf allen Röntgenbildern eindeutig identifizierbare Strukturen, die man im natürlichen Knochen nicht findet. Daher werden intraoperativ je drei Metallstifte von genau definierter Größe und Geometrie, in unserem Falle Zylinder von 3mm Länge und mit einem Durchmesser von 1.5mm, in die Corticalis von Femur und Hüftknochen eingebracht, nachdem dort mit einem Spezialbohrer passende Kanälchen gebohrt worden sind. Diese Drahtstifte sollen im folgenden als "Marken" bezeichnet werden.

Die Markierung der Knochen ist auch postoperativ in Lokalanästhesie möglich, allerdings nicht immer erfolgreich; allzuoft stellte sich bei der Auswertung der Aufnahmen von "nachmarkierten" Patienten heraus, daß die Marken nicht fest im Knochen saßen; somit waren sie als Fixpunkte des Knochenkoordinatensystems nicht verwendbar.

Aber auch intraoperativ eingebrachte Marken waren nicht immer fest im Knochen verankert.

Jeweils drei Marken sind notwendig, weil nur durch drei kollineare, d.h. nicht auf einer Geraden liegende Punkte ein dreidimensionales Koordinatensystem definiert werden kann. In diesem Koordinatensystem können Richtung und Größe von Prothesenverlagerungen exakt angegeben werden.

Aus verschiedenen Gründen sind nicht immer alle drei Marken verwertbar; die Aussagemöglichkeit über Lageveränderung wird pro Wegfall einer Marke um eine Dimension reduziert.

Durch zwei Marken wird eine Gerade festgelegt. Damit werden folgende zwei Komponenten einer Bewegung erfaßt: Veränderung des Abstandes von dieser Geraden und Bewegungen parallel zur Geraden; nicht registriert werden kann die Rotation um die Gerade.

Ist nur eine Marke zu verwerten, so kann nur die Abstandsänderung zu dieser Marke angegeben werden; bewegt sich der Prothesenmittelpunkt auf der Kugeloberfläche um den Markennmittelpunkt als Kugelmittelpunkt, dann wird die Lageänderung der Prothese nicht erfaßt.

Bei Berücksichtigung der durch diese Arbeit gewonnenen Erfahrungen sollte es künftig nur noch in Ausnahmefällen vorkommen, daß nicht alle drei Marken verwertbar sind. Es ist daher nicht notwendig, in jedem Falle vorsichtshalber vier Marken in den Knochen einzubringen, um eine Ersatzmarke zur Verfügung zu haben. Falls man sich allerdings bei der Markierung nicht sicher ist, ob eine Marke gut im Knochen sitzt, insbesondere bei nachträglicher Markierung in Lokalanästhesie, erscheint es sinnvoll, eine vierte Marke einzusetzen.

Liegen die drei Marken auf einer Geraden, tritt hinsichtlich der Geometrie derselbe Fall ein wie mit zwei Marken. Es ist zwar sehr unwahrscheinlich, daß die drei Marken genau auf einer Geraden liegen, jedoch sind die Marken nicht selten annähernd auf einer Geraden angeordnet, dann nämlich, wenn sie an der lateralen Femurkante der Keihe nach von proximal nach distal implantiert werden.

Das soll anhand einer Skizze nach dem Röntgenbild von J.M. demonstriert werden, das auf Seite 95 abgebildet ist; die Verhältnisse sind hier besonders deutlich:

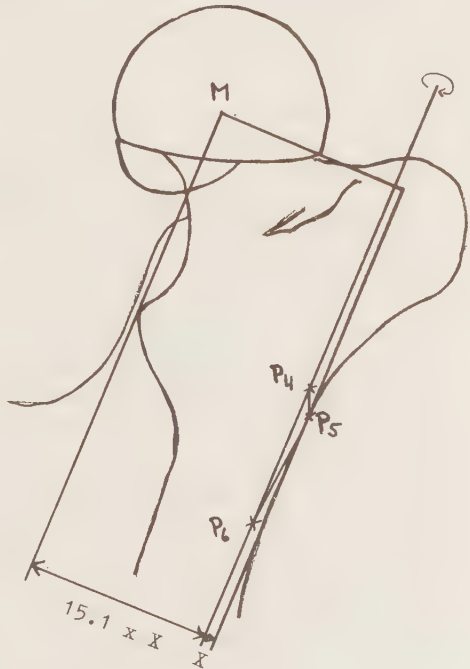


Abb. 1: Skizze zum Fall J.M.

Wie Abb. 1 zeigt, liegt die Marke P5 sehr nahe an der Geraden durch P4 und P6. Man denke sich nun P4, P5, P6 und den Schalenmittelpunkt M in einer Ebene liegend; die Ebene sei auf der Strecke P4P6 "kipppbar gelagert". Die Rechnung ergab, daß P5 von P4P6 einen Abstand von 3.37 mm hat, M dagegen einen Abstand von 50.90 mm hat, also den 15.10-fachen Abstand. Das bedeutet, wenn P5 durch einen Meßfehler um nur 0.1 mm zu tief gelegt wird, und die gedachte Ebene soweit "heruntergekippt" wird, daß P5 wieder in ihr liegt, daß dann sich die Ebene auf der anderen Seite der Strecke P4P6 in Höhe von M um $15.10 \times 0.1 \text{ mm} = 1.51 \text{ mm}$ hebt; es würde also eine Verlagerung der Prothese um 1.51 mm diagnostiziert werden bei einem tatsächlich vorliegenden Meßfehler von 0.1 mm; mit anderen Worten: ein durchaus im Rahmen der Meßgenauigkeit liegender Fehler von 0.1 mm pflanzt sich dergestalt fort, daß daraus fälschlicherweise auf eine stattgehabte Lockerung der Prothese von 1.5 mm geschlossen wird.

Anzustreben ist daher eine Anordnung der Marken, die im Idealfall einem gleichseitigen Dreieck entspricht, das eher in der Sagittalebene als in der Frontalebene liegen sollte; die häufigen Fehler in der Sagittalrichtung wirken sich dann weniger aus. Dieses Dreieck sollte möglichst groß sein, denn jeder Meßfehler wirkt sich umso stärker aus, je näher die Marken beieinander liegen; das durch sie errichtete Koordinatensystem wird umso instabiler, je kleiner die Basis des Markendreieckes ist und je mehr sie vom gleichseitigen Dreieck abweicht. Die Abstände zwischen den Marken und die Abstände von den Marken zum Mittelpunkt des Gelenkes sollten in derselben Größenordnung liegen, und zwar im Abstand von drei bis sechs Zentimeter; der kürzeste Abstand zwischen zwei Marken sollte nicht wesentlich kleiner sein als die Hälfte des größten Abstandes zwischen einer Marke und dem Prothesenmittelpunkt.

Andererseits dürfen die Marken nicht zu weit vom Hüftgelenk entfernt sein; sonst besteht die Gefahr, daß sie nicht vollzählig auf beiden Röntgeneinzelbildern abgebildet sind.

Die proximalste Marke im Hüftknochen und die distalste im Oberschenkelknochen sollten nicht viel mehr als 20 cm von-

einander entfernt sein. Bei einem Bildformat von 35 cm x 35 cm, wie dem beim "AOT" verwendeten, bleibt nach Hinzurechnung der durch die Röhrenverschiebung bedingten Verlagerung der abgebildeten Objekte in Höhe des Hüftgelenkes von 35 bis 40 mm ein Spielraum für die Lagerung des Patienten von jeweils 5 cm nach oben und nach unten, wenn die abzubildenden Strukturen in der Längsrichtung des Patienten höchstens einen Abstand von 20 cm haben. Dieser Sicherheitsraum sollte vorhanden sein.

Wie die Abb. 2 zeigt, werden die Marken vereinbarungsgemäß von cranial nach caudal, von lateral nach medial und von ventral nach dorsal durchnummeriert. Die Marken 1 bis 3 liegen also im Hüftknochen, die Marken 4 bis 6 im Oberschenkelknochen. Verlagerungen der Hüftpfanne werden relativ zu dem durch P1, P2 und P3 definierten Koordinatensystem beschrieben, Verlagerungen der Kopf- oder Schalenprothese relativ zu dem durch P4, P5 und P6 definierten.



Abb. 2 Aus (18) von Probst et al.

Abb. 3 zeigt alle möglichen Projektionen des Markenzylinders auf dem Röntgenbild:

- a: Kreis
- b: Ellipse
- c: Rechteck
- d: allgemeine Form, d.h. zwei Geraden und zwei Ellipsen

Am besten zu messen und auszuwerten sind die Marken dann, wenn sie möglichst einem Rechteck ähnlich abgebildet sind, d.h. wenn sie quer zum a.-p.-Strahlengang im Knochen liegen. Die Marken sind bei dieser Lage am größten abgebildet, wodurch der Fehlereinfluß am geringsten wird.



Abb. 3 Aus einem Vortrag von Herp et al.
für die 13. Tagung der Deutschen
Gesellschaft für Biomedizinische
Technik; Kiel, Juni 1979 (9)

Die Marken werden an rund 30 Punkten angemessen, je siebenmal an den Geraden und an den Kegelschnitteilen.

Die Meßdaten werden on-line abgespeichert und auf Zulässigkeit geprüft. Der Rechner legt pro Marke zwei Regressionsgeraden und zwei Regressionsellipsen durch die Punkte. Korrespondierende Punkte der linken und rechten Seite werden über mathematisch-analytische Konstruktion einander zugeordnet und auf Raumkoordinaten umgerechnet. Der Mittelpunkt des Zylinders ist der Schnittpunkt der durch Boden- und Deckelebene definierten Mittelebene mit der durch die beiden räumlichen Regressionsgeraden definierten Mittelgeraden.

3.2. Meßpunkte an den Prothesenteilen

Die räumliche Lokalisationsdiagnostik bedarf, um den Rechenaufwand in Grenzen zu halten, einfacher geometrischer Formen wie Kreis, Kugel oder Zylinder. Daher eignen sich Hüftprothesen besonders gut für diese Methode, da Kopf und Schale als exakte Kugeln diese Voraussetzung von vorneherein erfüllen.

Nicht möglich ist die Vermessung des Kopfes allerdings bei Metallpfannen und bei Kunststoffköpfen (McKee-Farrar- und Weber-Huggler-Prothesen); diese Prothesen werden jedoch ohnehin, wie eingangs erwähnt, heute nicht mehr empfohlen. Die neuen Rotationsendoprothesen haben Metallköpfe und Polyäthylenpfannen.

Die Polyäthylenpfannen können vermessen werden, insofern sie mit einem stabilen Markierungsdraht versehen sind.

3.2.1. Kopfprothese

Der exakt sphärisch gearbeitete Metallkopf der Schaftprothese, d.h. dessen Mittelpunkt, dient als Bezugspunkt, dessen Position im Koordinatensystem des Femur (P_{4-6}) bestimmt wird.

Die Frage ist zunächst, ob sich eine Schaftlockerung auch tatsächlich in einer Positionsänderung dieses Mittelpunktes manifestiert.

Lineare Bewegungen des Schaftes, wie das Einsinken in den Femur, bewirken eine Verschiebung des Kopfes gegenüber dem Femur.

Nicht in Erscheinung treten ausschließlich Drehungen um den Kopfmittelpunkt. Aus physikalischen Gründen kann jedoch der Drehpunkt, bzw. die Drehachse nur dort lokalisiert sein, wo die Prothese verankert ist und nicht am Prothesenkopf, an dem



Abb. 6 Aus (18) von Probst et al.

des Kugelmittelpunktes M und des Kreismittelpunktes Q , sowie der dadurch festgelegte Vektor $\vec{QM}$ berechnen.

Da sich in der Praxis die Bestimmung des Kreismittelpunktes Q als zu ungenau erwies - vor allem in dem sehr häufigen Fall, daß dieser Kreis annähernd als eine Gerade auf das Röntgenbild projiziert ist -, wird anstatt des Vektors $\vec{QM}$ nur die räumliche Weigung des Kreises bestimmt, die für die Erfassung der entsprechenden Verlagerung der Schale ebenso aussagekräftig ist wie der Vektor $\vec{QM}$.

Nur eine Drehung der Schale um die Achse $\vec{QM}$ verändert die Raumlage des Schalenmittelpunktes nicht. Sämtliche andere Bewegungen, insbesondere das für die Praxis in erster Linie infrage kommende Abkippen der Prothese im Varussinne und Ein- und Ausstülpungen der Schale auf den Schenkelhals werden erfaßt. (Abb. 7, linke Hüfte)

3.2.3. Pfanne

Wenn die Polyäthylenpfanne einen Markierungsdraht hat, dient dieser näherungsweise kreisförmige Draht zur Lagebestimmung

der Pfanne. Er wird 20 bis 30 mal angemessen, soweit er neben dem Prothesenkopf, bzw. der Schale abgebildet ist. Sowohl der Mittelpunkt R als auch die Neigung der Kreisfläche, ausgedrückt durch den Normalenvektor $\vec{S}$ werden berechnet. Nur Rotationen um diesen Normalenvektor werden nicht erfaßt; diese erkennt man jedoch unter Umständen an dem Häkchen des Drahtes. Alle anderen Verdrehungen, Verschiebungen und Kippbewegungen der Kunstgelenkpfanne werden mit Hilfe von R und $\vec{S}$ festgestellt. (Abb. 7, rechte Hälfte)

3.3. Paßpunktsystem

Will man bei der Zentralprojektion Aussagen über Größen wie Länge, Fläche oder Rauminhalt treffen, so muß man auf jedem Röntgenbild einen Maßstab mit abbilden. Bei Messungen mit Genauigkeiten im Bereich von Zehntel-Millimetern sollte die Genauigkeit des Maßstabes unbedingt im Bereich von Hundertstelmillimetern liegen.

Um Überlagerungen mit zu messenden Strukturen auf dem Röntgenbild möglichst zu vermeiden, besteht dieser Maßstab aus gitterförmig angeordneten Metallkugeln, einem sog. Paßpunktsystem. Wie Abb. 8 zeigt, besteht das verwendete Paßpunktsystem aus zwei Ebenen mit den Maßen $540 \times 430 \text{ mm}^2$, in die je 9×11 Metallkugeln ($\varnothing 1.2 \text{ mm}$) im Abstand von 48 mm eingebracht

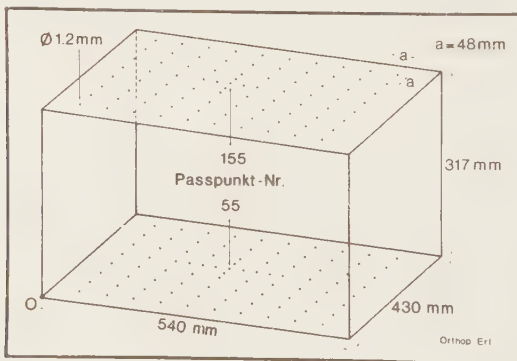


Abb. 8 Aus einem Vortrag von Leidel et al. für die 13. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Biomed. Technik, Kiel

sind; die Mitte ist in jeder Ebene durch Zwischenpunkte im Abstand von 24mm gekennzeichnet, so daß die Paßpunkte auf den Röntgenbildern identifiziert werden können. Der Abstand zwischen den beiden Ebenen beträgt 317mm.

3.4. Basisverhältnis

Das Basisverhältnis $\mathcal{G}$ ist definiert als der Quotient von Verschiebungsweite b (Aufnahmebasis) des Röntgenfokus zwischen beiden Aufnahmen und dem Film-Fokus-Abstand c (Höhe):

$$\mathcal{G} = \frac{b}{c}$$

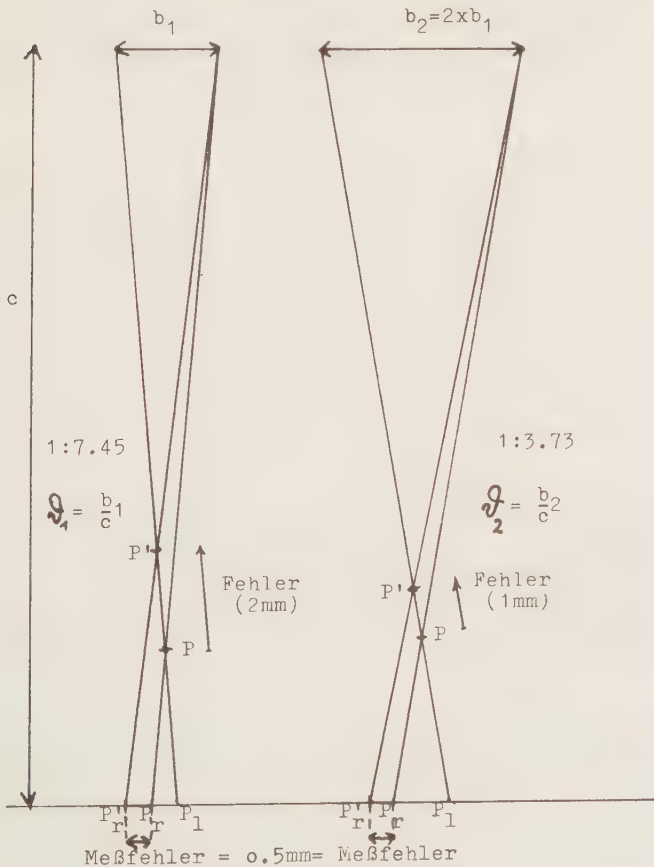


Abb. 9 Fehlerverstärkung durch kleines Basisverhältnis

Wie Abb. 9 zeigt, wirken sich Meßfehler umso stärker aus, je kleiner das Basisverhältnis ist. Daher muß die Verschiebungsweite möglichst groß sein. Allerdings nimmt mit zunehmender Verschiebungsweite die Gefahr zu, daß wichtige zu messende Teile, die am oberen oder unteren Bildrand liegen, nicht auf beiden Bildern abgebildet sind, wenn nicht ein sehr großes Bildformat verwendet wird.

Bei einer Fokushöhe von 135cm über dem Röntgenfilm verschoben sich die Objekte in Höhe des Hüftgelenkes auf den Röntgenbildern ungefähr um ein Achtel der Verschiebungsweite, das sind bei der verwendeten Verschiebung von 285mm 35 bis 40mm.

Das Basisverhältnis sollte in etwa zwischen 1:5 und 1:3 liegen, d.h. bei einer Projektionshöhe von 130cm sollte der Focus um mindestens 26cm verschoben werden.

3.5. Gütekriterien

Das Rechenprogramm ist mit mannigfachen Möglichkeiten ausgerüstet, um Fehler und mangelnde Präzision festzustellen und zum Teil auszugleichen, die von der Aufnahme bis zur Einspeicherung unterlaufen sind. Mit Hilfe von Kriterien, die im einzelnen bei der Auswertung behandelt werden, erfolgt jederzeit eine genaue Kontrolle über Fehler und mögliche Störgrößen und somit ein Hinweis auf die Interpretierbarkeit der Ergebnisse.

3.6. Auswertegenauigkeit

Die geringste Ungenauigkeit geht vom Rechenprogramm aus. Durch ein Simulationsprogramm wurden theoretische Daten von projizierten Paßpunkten, Kreis, Kugel und Zylindern erstellt, mit denen das Programm durchgerechnet wurde. Die damit erzielte Genauigkeit betrug 0.03mm.

Die Meßgenauigkeit wird jedoch vermindert durch die Unschärfe des Röntgenbildes und durch die Überlagerung von zu messender Kontur mit unterschiedlich dichten Knochenstrukturen. Besonders wenn die Belichtung nicht optimal ist, und eine Marke an einer röntgendichten Stelle liegt, kann die zu messende Konturlinie unter Umständen nicht deutlich erkennbar sein, z.B. wenn sich

eine Marke in das Gebiet der diaphysären Compacta projiziert. Auf röntgendichterem Hintergrund erscheint eine Marke oder eine Schale größer als in transparenteren Gebieten. Außerdem werden die Objekte mit zunehmendem Abstand vom Film unschärfer abgebildet (Beispiel: obere - untere Paßpunkte).

Um den Einfluß von Aufnahme- und Meßfehler zu bestimmen, wurde ein markierter Experimentierknochen mit einer Schalenprothese stereoröntgenologisch aufgenommen und von 3 Auswertern je sechsmal vermessen, wodurch die Reproduzierbarkeit innerhalb einer Aufnahme festgestellt werden sollte.

Wie aus Tab. 2 hervorgeht, schwankte der Meßfehler bei 18 Messungen zwischen 0.03mm und 0.2mm bei einem Mittelwert von 0.08mm und einer Streuung von 0.04mm.

<u>Methodischer Fehler s</u> (in mm)							
Auswerter	Versuch-Nummer						MW
↓	1	2	3	4	5	6	
Nr.1	0.06	0.07	0.04	0.03	0.05	0.04	0.05
Nr.2	0.07	0.05	0.10	0.20	0.06	0.13	0.10
Nr.3	0.07	0.09	0.05	0.08	0.05	0.19	0.09
							0.08

Tab. 2 Aus einem Vortrag für das Orthop. Kolloquium 78

Der Praxis näher kommt die Auswertung einer simulierten Lockerung: Dazu wurden Stereoaufnahmen eines Knochens angefertigt, der in einem Lockerungsmeßtisch eingespannt war, mit dem definierte und reproduzierbare Verschiebungen mit einer Genauigkeit von 0.01mm simuliert werden können. Es wurde eine Schaftprothese vor und nach einer Verschiebung des Prothesenkopfes um 10mm stereoröntgenologisch photographiert. Bei der Auswertung ergab sich ein Fehler von 0.2mm.

Bei der Aufnahme eines Patienten ändert sich die Lage allerdings entscheidend, da das Stereoröntgenbildpaar eben nicht strenggenommen "stereoskop" aufgenommen wird, wenn man hierunter die gleichzeitige Betrachtung eines Gegenstandes aus zwei Perspektiven versteht; denn die Röntgenaufnahmen können nicht gleichzeitig belichtet werden. Mindestens die Zeit zum Bild-

wechsel muß zwischen den beiden Aufnahmen vergehen, ca. eine Sekunde; jedoch müßten dann zwei Röntgenfoci im Abstand von rund 0.3m zur Verfügung stehen, die unmittelbar vor und nach dem Bildwechsel belichten. Da diese Möglichkeit wohl selten besteht, wird die Länge des Intervalls zwischen den beiden Aufnahmen von der Dauer der Verschiebung des Röntgenfokus bestimmt (bei der verwendeten Anlage fünf bis sechs Sekunden).

Die Verschiebung des Röntgentisches anstatt des Strahlers, wie sie z.B. bei der Angiographie der unteren Extremitäten durchgeführt wird, ist wegen der Gefahr der Verlagerung von Patient und Paßpunktsystem ungeeignet.

Es ist unmöglich, daß der Patient zwischen den beiden Stereoaufnahmen absolut unbewegt liegen bleibt, da ja Bewegungen von weniger als einem Millimeter schon ins Gewicht fallen.

Das "Wackeln" bleibt ein Problem trotz einiger nachträglicher Korrekturmöglichkeiten, die bei der Auswertung aufgezeigt werden.

Um diesen Fehler größenordnungsmäßig fassen zu können, wurden Wackelbewegungen verschiedener Größe mit einem Simulationsprogramm theoretisch nachgeahmt, und der dadurch entstehende Fehler berechnet. Die Ergebnisse zeigt Tab. 3.

Dazu ein paar Erläuterungen: Gemessen wurden die Abstände zwischen zwei Punkten, die 30, 60 bzw. 120mm voneinander entfernt waren ($l=30, 60, 120$). Das Basisverhältnis betrug 1:5. Die zu messenden Objekte - nämlich die Abstände von 30, 60 bzw. 120mm - wurden zwischen den beiden Aufnahmen in der x- (Verschiebungs-) und in der z-Richtung (Vertikale) um bis zu vier Millimeter verschoben.

Neben der Größe und der Richtung der Verlagerung zwischen den beiden Aufnahmen sowie dem Basisverhältnis beeinflusst auch die Lage des Objektes auf dem Röntgenbild die Fehlergröße: je weiter das Objekt an der Peripherie des Bildes liegt, umso größer wird der Fehler. Die abgebildete Tabelle gibt die Werte für die Lage 1 an, bei der das Objekt 200mm von der Bildmitte entfernt ist.

WERTETABELLE DER FEHLERFUNKTION $F(dx, dz, l)$

Basisverhältnis

1 : 5

(alle Werte in mm)

Lage 1

dz →		-4,0	-2,0	-1,0	-0,5	0,0	0,5	1,0	2,0	4,0	→ dz
dx ↓	l = 30	-0,14	0,16	0,28	0,37	0,46	0,48	0,57	0,72	0,98	l = 30
	l = 60	-0,19	0,35	0,68	0,80	0,95	1,09	1,21	1,47	2,04	
-4,0	l = 120	-0,41	0,72	1,29	1,56	1,85	2,15	2,38	2,93	4,03	
	l = 30	-0,36	-0,09	0,06	0,12	0,21	0,27	0,36	0,48	0,74	l = 30
-2,0	l = 60	-0,69	-0,11	0,19	0,31	0,46	0,61	0,76	1,02	1,57	
	l = 120	-1,37	-0,22	0,39	0,63	0,93	1,20	1,50	2,04	3,14	l = 120
-1,0	l = 30	-0,49	-0,18	-0,06	0,03	0,09	0,18	0,24	0,36	0,66	
	l = 60	-0,93	-0,35	-0,07	0,08	0,23	0,35	0,50	0,80	1,33	l = 60
	l = 120	-1,85	-0,70	-0,11	0,19	0,47	0,74	1,01	1,61	2,70	
-0,5	l = 30	-0,56	-0,24	-0,12	-0,06	0,03	0,09	0,18	0,33	0,60	l = 30
	l = 60	-1,07	-0,48	-0,17	-0,02	0,10	0,25	0,37	0,67	1,23	
	l = 120	-2,11	-0,92	-0,33	-0,05	0,25	0,53	0,80	1,37	2,49	l = 120
0,0	l = 30	-0,62	-0,31	-0,15	-0,09	0,00	0,03	0,12	0,27	0,57	
	l = 60	-1,17	-0,61	-0,30	-0,15	0,00	0,12	0,28	0,57	1,11	l = 60
	l = 120	-2,34	-1,18	-0,58	-0,30	0,00	0,28	0,58	1,15	2,25	
0,5	l = 30	-0,69	-0,37	-0,22	-0,15	-0,06	0,00	0,06	0,18	0,48	l = 30
	l = 60	-1,31	-0,72	-0,44	-0,28	-0,13	0,02	0,14	0,44	0,98	
1,0	l = 120	-2,57	-1,43	-0,84	-0,53	-0,25	0,05	0,33	0,91	2,01	l = 120
	l = 30	-0,75	-0,43	-0,28	-0,22	-0,16	-0,06	0,00	0,15	0,45	
2,0	l = 60	-1,41	-0,85	-0,57	-0,41	-0,26	-0,11	0,02	0,32	0,88	l = 60
	l = 120	-2,83	-1,66	-1,06	-0,78	-0,47	-0,19	0,11	0,66	1,80	
4,0	l = 30	-0,88	-0,56	-0,41	-0,34	-0,28	-0,19	-0,09	0,06	0,33	l = 30
	l = 60	-1,69	-1,09	-0,80	-0,65	-0,52	-0,37	-0,22	0,06	0,66	
4,0	l = 120	-3,33	-2,14	-1,54	-1,26	-0,95	-0,66	-0,38	0,20	1,35	l = 120
	l = 30	-1,11	-0,79	-0,63	-0,56	-0,50	-0,44	-0,38	-0,19	0,09	
4,0	l = 60	-2,22	-1,60	-1,32	-1,16	-1,00	-0,84	-0,69	-0,41	0,18	l = 60
	l = 120	-4,34	-3,12	-2,51	-2,22	-1,94	-1,59	-1,31	-0,74	0,43	

Tab. 3

Beispiele: Es wird ein Objekt von 60mm Länge ($l=60$) stereoskopisch aufgenommen, das 200mm vom Zentrum des Bildes entfernt liegt (Lage 1); das Basisverhältnis beträgt 1:5. Das Objekt bewegt sich zwischen den Stereoaufnahmen um 0,5mm in der Verschiebungsrichtung (positive x-Richtung), es bewegt sich nicht in der z-Richtung. Bei der Auswertung wird seine Länge mit 59,87mm ($60-0,13$ mm) berechnet.

Bewegt sich das Objekt zusätzlich zu den 0,5mm in x-Richtung um 1mm nach unten (negative z-Richtung), so beträgt der Fehler -0,44mm, seine Länge wird also mit 59,56mm angegeben.

Bewegt sich das Objekt jedoch außer der x-Bewegung von 0,5mm um einen Millimeter nach oben (positive z-Richtung), so beträgt der Fehler nur 0,14mm, d.h., es wird die Länge von 60,14mm errechnet.

Erfolgt demnach die Bewegung in x- und z-Richtung gleichsinnig (sowohl beidemale positiv wie negativ), so heben sich die

Fehler teilweise auf. Bei entgegengesetzten Vorzeichen verstärkt sich der Fehler. (Abb. 10).

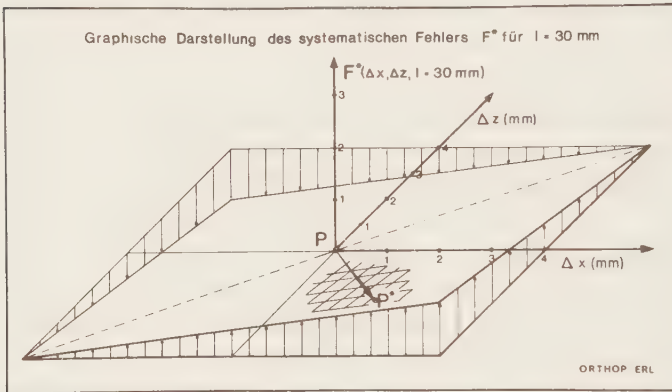


Abb. 10 aus (19)

3.7. Anmerkungen

3.7.1. Verlagerung - Lockerung

Stellt man bei zwei Aufnahmen, die zu verschiedenen Zeiten angefertigt worden sind, eine Positionsänderung eines Prothesenteiles fest, kann man zunächst nur mathematisch von einer eingetretenen Verlagerung sprechen, über deren klinische Wertigkeit damit noch nichts gesagt ist. Durch Umbauprozesse des Knochens infolge der veränderten statischen Belastung durch die Prothese sind kleine Verlagerungen ohne eintretende Instabilität möglich. Will man eine aktuelle Lockerung verifizieren, muß man zwei Stereoaufnahmepaare in verschiedenen Gelenkstellungen zum selben Zeitpunkt aufnehmen. Inwieweit eine Verlagerung der Prothese in dem mit dieser Methode feststellbaren Größenordnungsbereich der Beginn einer Lockerung ist, muß erst eine Beobachtung eines größeren Patientengutes und die retrospektive Analyse zeigen.

3.7.2. Stellungen bei Funktionsaufnahmen

Die Frage ist noch, welche Stellungenänderung eine vorhandene Lockerung am klarsten erkennen lassen. Denn es ist keineswegs sichergestellt - wenngleich doch sehr wahrscheinlich -, daß sich eine lockere Prothese in den beiden Gelenkpositionen, die aufgenommen werden, auch wirklich verlagert; jedenfalls wird im Normalfall die errechnete Lockerung nicht gleich sein der tatsächlichen maximalen Lockerung.

Es muß daher in weiteren Arbeiten untersucht werden, mit welchen Gelenkstellungen die größte Wahrscheinlichkeit besteht, eine eingetretene Lockerung optimal zu erfassen. Wahrscheinlich eignen sich Druck und Zug am betreffenden Bein als Nachahmung von Be- und Entlastung besonders. Hierbei spielt allerdings die Ruhighaltung zwischen den beiden Einzelaufnahmen vermehrt eine Rolle. Dasselbe gilt auch für Stellungen, in denen der Patient besonders starke Schmerzen hat, obgleich solche Stellungen aufschlußreich wären.

Es müßten Fixierungsvorrichtungen für Becken und Oberschenkel geschaffen werden, die eine Ruhigstellung des Beckens und des Oberschenkels in den verschiedenen Funktionsstellungen garantieren. In einer orthopädischen Klinik wird es nicht schwierig sein, geeignete Gerätschaften bereitzustellen.

3.7.3. Beweiskraft eines negativen stereoröntgenologischen Befundes

Auch wenn es durch wiederholte Untersuchungen nahezu unmöglich gemacht wird, daß eine bestehende Lockerung nicht festgestellt wird, muß doch angedeutet werden, daß ein negatives stereoröntgenologisches Ergebnis prinzipiell nicht beweisend ist für eine feste Prothese. Es läßt sich nicht absolut ausschließen, daß eine Lockerung auch bei optimaler Auswertegenauigkeit nicht erfaßt wird, weil die Prothese auf beiden Stereobildpaaren gerade in derselben Position steht. Wahrscheinlich spielt diese Überlegung in der Praxis keine Rolle; sie sei aber aus prinzipiellem Grunde erwähnt.

Audem ist es im Gegensatz zu anderen Methoden der Lockerungs-

diagnostik, die mit erheblichem Aufwand und mit eingreifenden Maßnahmen für den Patienten verbunden sind, bei der stereoröntgenologischen Methode überhaupt kein Problem, weitere Aufnahmen in anderen Gelenkstellungen aufzunehmen, wenn der Verdacht besteht, daß doch eine Lockerung vorliegt. Der Hauptvorteil gegenüber anderen Verfahren besteht gerade darin, daß die Stereoaufnahmen unbedenklich in Zweifelsfällen wiederholt werden können, da sie für den Patienten weniger belastend sind als eine schmerzhaft klinische Untersuchung. Zweifelhafte und unsichere Ergebnisinterpretationen sind aus Rücksicht auf den Patienten nicht nötig, da die Untersuchung wiederholt werden kann.

4. Aufgabenstellung

Ziel, Zweck und Aufgabe der vorliegenden Arbeit war es, erste Erfahrungen im klinischen Betrieb mit der eben beschriebenen Methode zur Früherkennung von Prothesenlockerungen bei Patienten mit Hüftgelenksersatz zu sammeln. Das umfangreiche Datenumaterial diente zunächst vor allem dazu,

- die Rechenprogramme auszufeilen
- Programme zur Berechnung von Sonderfällen hinsichtlich der geometrischen Konstellation von zu messenden Strukturen zu erarbeiten
- Störgrößen, die erst bei Aufnahmen mit Patienten, nicht schon beim Experiment mit dem Experimentierknochen auftreten, zu erkennen und soweit möglich rechnerisch zu eliminieren und schließlich
- dabei die praktische Meßgenauigkeit zu ermitteln.

Außerdem sollte der Ablauf im klinischen Betrieb von der Aufnahme bis zum Ausdrucken des stereoröntgenologischen Ergebnisses erprobt werden.

Weiterhin mußten erste Erfahrungen mit der für die stereoröntgenographie speziell neu eingerichteten Röntgenapparatur, bestehend aus elektromotorischer Röhrenverschiebung und AOT-Blattfilmwechsler (im folgenden kurz mit "AOT" bezeichnet), gewonnen werden.

Um die stereoröntgenologischen Ergebnisse mit dem jeweiligen klinischen Befund des Patienten in Beziehung setzen zu können, wurde bei der halbjährigen postoperativen Untersuchung ein klinischer Untersuchungsbogen ausgefüllt, mit dem die Hüftgelenkssymptomatik im wesentlichen erfaßt wurde.

Keineswegs konnte es schon bei dieser Arbeit darum gehen, eine Statistik über die Lockerungsrate und -größe ein halbes Jahr nach Implantation einer Hüftgelenkspothese zu erstellen. Dazu befand sich die praktische Anwendung der Methode noch zu sehr in der Entwicklung, dazu waren noch zu viele Störfaktoren mit im Spiel, dazu war schließlich das gewählte Patientenkollektiv zu klein.

Aus diesem Grunde mußte die Arbeit ohne Aussicht auf glänzende Ergebnisse gemacht und abgeschlossen werden; denn diese neue Methode sollte möglichst schnell für den routinemäßigen

praktischen Einsatz brauchbar ausgearbeitet und vervollkommenet werden.

Andererseits könnten im Rahmen der vorliegenden Arbeit technische Probleme eliminiert werden und es konnte gezeigt werden, daß die an der photogrammetrischen Abteilung der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen erarbeitete Methodik für die Frühdiagnose von Hüftgelenksimplantatlockerungen einen entscheidenden Fortschritt darstellt.

5. Das Untersuchungsmaterial

5.1. Verlaufsbeobachtung

Zu Beginn dieser Arbeit lagen 44 Stereoröntgenbildpaare von 43 Patienten vor, denen zwischen dem 20.9.77 und dem 26.1.78 eine Hüftgelenksprothese und mindestens zwei meßbare Marken implantiert worden waren. Die Aufnahmen waren zwischen dem 16.10.77 und dem 23.2.78 in der Röntgenabteilung des Waldkrankenhauses angefertigt worden. Sie wurden zu Beginn dieser Arbeit ausgemessen.

Ab Mai 78 wurden in 14-tägigem Abstand jeweils fünf bis sieben Patienten zu einer Nachuntersuchung einbestellt, in deren Rahmen sie in der Orthopädischen Poliklinik von einem Oberarzt klinisch untersucht wurden und mit dem "AOT" im Herzlabor des Waldkrankenhauses stereoröntgenologisch aufgenommen wurden.

Zu den fünf Einbestellungsterminen zwischen dem 12.5.78 und dem 7.7.78 (der "AOT" konnte nur zu bestimmten Zeiten benutzt werden) kamen 30 Patienten mit 31 Prothesen.

Die restlichen zehn Patienten kamen (von sich aus) zu anderen Zeiten (zwischen dem 14.2. und dem 30.5.78) zu einer Nachuntersuchung; sie wurden in der Röntgenabteilung des Waldkrankenhauses stereoröntgenologisch aufgenommen. Ihre Untersuchungsbögen wurden nach den auf den Ambulanzkarten notierten Befunden ausgefüllt; das war zwar nicht immer vollständig möglich, jedoch wurden alle wesentlichen Befunde erfaßt.

Das Aufnahme paar einer Patientin war nicht auswertbar, weil die Prothese auf einer der beiden Aufnahmen nicht vollständig abgebildet war. Bei einem Patienten war in der Zwischenzeit die Prothese ausgewechselt worden, ohne daß nach der Austauschoperation erneut Stereoröntgenbilder angefertigt worden waren. Eine Patientin erschien nicht zur Nachuntersuchung.

Nach Ausfall dieser drei Patienten lagen also zur Auswertung vor

2 x 26 Stereobildpaare von Schalenprothesen

2 x 15 Stereobildpaare von Totalendoprothesen

2 x 41 Stereobildpaare zur Verlaufsbeobachtung

Bei einer Patientin wurde die zweite Stereoaufnahme während eines stationären Aufenthaltes gemacht; da sich die Patientin im postoperativen Zustand befand, konnte kein klinischer Untersuchungsbogen von ihr erstellt werden.

Daher liegen insgesamt 40 Untersuchungsbögen vor, von denen neun nach den Befunden auf dem Ambulanzkarten ausgefüllt wurden.

Zwischen den beiden Stereoröntgenuntersuchungen lag ein Zeitraum von 12 bis 36 Wochen (im Durchschnitt $25\frac{1}{2}$ Wochen); die zweiten Aufnahmen wurden zwischen 17 und 42 Wochen nach der Operation gemacht (im Durchschnitt 29 Wochen).

5.2. Funktionsaufnahmen

Von Patienten mit starken Beschwerden und lockerungsverdächtiger Symptomatik wurden in Abduktions- und Adduktionsstellung Aufnahmen gemacht, sog. Funktionsaufnahmen.

Vier der Funktionsaufnahmen wurden in der Röntgenabteilung angefertigt, vier mit dem "AOT" im Herzlabor.

Es liegen also vor:

2 x 8 Stereobildpaare mitstellungsänderung des
betreffenden Gelenkes

6. Die klinische Untersuchung

6.1. Untersuchungsbogen (s. folgende Seite)

In dem Untersuchungsbogen für die vorliegende Arbeit waren alle anamnestischen Angaben und Untersuchungs- sowie Röntgenbefunde zusammengestellt, die für die Beurteilung eines künstlichen Hüftgelenkes wesentlich sind.

Um das Beschwerdebild zu erfassen, wurde nach Dauer-, Ruhe-, Einlauf-, Bewegungs- und Belastungsschmerz in der betroffenen Hüfte gefragt; die von der Hüfte häufig ausstrahlenden Schmerzen in die Leistengegend, an der Außenseite des Oberschenkels zum Knie sowie zum Rücken wurden erfaßt.

Geprüft wurde bei der Untersuchung der Trochantererschmerz durch Druck von lateral auf das Hüftgelenk, der Traktionschmerz, der bei Zug des Beines nach caudal entsteht, und der Kompressionsschmerz bei Stauchung des Oberschenkels ins Pfannendach. Außerdem wurde der Zeitpunkt notiert, an dem die vorhandenen Schmerzen einsetzten.

Die maximale Gehstrecke wurde eingeteilt bis 0.5km, bis 1km, bis 2km, bis 4km und über 4km.

Viele Patienten konnten ihre maximal mögliche Gehstrecke nicht angeben, da sie sich sehr geschont hatten, nur in den nächstgelegenen Geschäften Besorgungen erledigt und keine längeren Spaziergänge unternommen hatten, obwohl weitere Strecken ihrer Meinung nach eventuell durchaus möglich gewesen wären.

Wenn Schmerzen im operierten Gelenk der ausschlaggebende Grund für die Begrenzung der Gehstrecke waren, wurde das vermerkt. Die Gehfähigkeit wurde beschrieben durch die Grade "gehunfähig", "gehfähig nur mit Gehstütze" und "gehfähig auch ohne Stützen".

Das Gangbild wurde charakterisiert durch:

- unauffälliges Gehen
- Verkürzungshinken, das aus absoluter oder relativer Beinlängendifferenz resultiert
- Entlastungshinken, das durch möglichst geringe und kurzzeitige Belastung eines schmerzhaften Hüftgelenkes entsteht
- Insuffizienzshinken, das zustandekommt bei einer Glutäen-

Nachuntersuchung von Endoprothesen des Hüftgelenks

Name _____ Vorname _____
 geb. _____ männlich ☐ weiblich ☐
 Datum der Operation _____ Datum der Nachuntersuchung _____
 Totalendoprothese re. ☐ li. ☐ Schalenendoprothese re. ☐ li. ☐

	ja	nein		ja	nein
<u>Beschwerden</u>	☐	☐			
Bewegungsschmerz	☐	☐	Rückenschmerz	☐	☐
Dauerschmerz	☐	☐	Knieschmerz	☐	☐
Einlaufschmerz	☐	☐	Leistenschmerz	☐	☐
Ruhschmerz	☐	☐	Trochantererschmerz	☐	☐
Belastungsschmerz	☐	☐	Traktionsschmerz	☐	☐
			Kompressionsschmerz	☐	☐

Beginn der Schmerzen vor _____ Monaten

Gehstrecke

bis 500 m ☐ bis 1000 m ☐ bis 2000 m ☐
 bis 4000 m ☐ über 4000 m ☐
 gehunfähig ☐ gehfähig nur mit Gehstütze ☐
 gehfähig auch ohne Gehstütze ☐
 Schmerzen, die oben genannte Gehstrecke einschränken: j ☐ nein ☐

Gangbild

	ja	nein		ja	nein
unauffällig	☐	☐	Insuffizienzschinken	☐	☐
Verkürzungsschinken	☐	☐	Trendelenburg	☐	☐
Entlastungsschinken	☐	☐	Duchenne	☐	☐

Beweglichkeit des operierten Hüftgelenks (Neutral-0-Methode)

Beugung - Streckung	☐	☐	☐	☐	☐	(Anlagen in Grad)
Abduktion - Adduktion	☐	☐	☐	☐	☐	
Außenrotation - Innenrotation	☐	☐	☐	☐	☐	

Röntgenuntersuchung

	ja	nein		ja	nein
Infektzeichen	☐	☐	Resorption am Schaftende	☐	☐
Lockerungszeichen	☐	☐	Stellungsänderung	☐	☐
" Kopf	☐	☐	" Kopf	☐	☐
Resorptionszeichen	☐	☐	Bruch	☐	☐
			" Kopf	☐	☐

parese (glut. med. und glut. min.) oder bei einer Verkürzung des Abstandes zwischen ihrem Ursprung an der ala ossis ilii und ihrem Ansatz am trochanter maior, und das charakterisiert ist durch ein Absinken der Hüfte auf der Schwungbeinseite, wenn der Patient auf dem betroffenen Bein steht

- Duchennehinken: dabei verlagert der Patient seinen Oberkörper und damit seinen Schwerpunkt auf die Seite des erkrankten Standbeines, um dadurch das Absinken der Hüfte nach der Schwungbeinseite bei stärkerer Glutäalinsuffizienz zu vermeiden

Ebenfalls zur Erkennung einer Muskelinsuffizienz der am trochanter maior ansetzenden Abduktoren wurde der Trendelenburgsche Test durchgeführt: dazu stellen sich die Patienten auf das zu untersuchende Bein und heben das andere an. Bei normalen Hüftverhältnissen bleiben die Beckenkämme auf gleicher Höhe, bei Insuffizienz der Glutäen sinkt das Becken auf der Seite ab, auf der das Bein angehoben wird.

Die passive Beweglichkeit des operierten Hüftgelenks wurde mit der Neutral-O-Methode geprüft, die bei liegendem Patienten durchgeführt wird. Die Nullstellung ist dabei die Gelenkstellung beim normal aufrecht stehenden Menschen; die Rotationsbewegungen werden allerdings bei leichter Hüftbeugstellung geprüft.

Im vorderen und hinteren Kästchen werden die maximalen Auslenkungswinkel aus der Mittelstellung notiert; im mittleren Kästchen wird eine Kontraktur angegeben.

Normalbeispiel:

Beugung - Streckung	120	0	15
Abduktion- Adduktion	40	0	30
Außenrot.- Innenrotation	20	0	40

Beispiel für eine Beugekontraktur von 20° :

Beugung - Streckung	90	20	0
---------------------	----	----	---

Schließlich wurden die Beckenübersichtsaufnahmen durch einen Oberarzt nach Infektzeichen, Lockerungs- und Resorptionszeichen an Pfanne, Schaft oder Schale, Resorption am Adambogen,

Stellungsänderung von Pfanne, Schale oder Schaft sowie nach einem Bruch beurteilt.

Wie zu Beginn der Lockerungsdiagnostik gezeigt wurde, erlaubt die klinische Untersuchung meist keine eindeutige Aussage bezüglich einer Prothesenlockerung im Anfangsstadium; noch weniger aussagekräftig ist im Einzelfall natürlich ein Untersuchungsbogen, bei dem bezüglich der Symptome nur zwischen Ja und Nein entschieden wird. Unberücksichtigt bleibt dabei die Miteinbeziehung des Gesamterscheinungsbildes des Patienten, aufgrund dessen erst das Beschwerdebild zu werten und zu deuten ist. Denn was ein Patient als Beschwerden oder als Schmerz auffaßt, hängt von sehr vielen Faktoren ab, die sich in einem Fragebogen kaum fassen lassen.

Was besagt z.B. die Feststellung einer hochgradigen Glutäalinsuffizienz im Untersuchungsbogen ohne den Kommentar der Patientin, sie habe keine Lust und Energie, die entsprechenden Übungen durchzuführen und habe im übrigen herausbekommen, daß es ihr am besten gehe, wenn sie im Bett liege, so daß sie nur wenig aufstehe, obwohl sie dabei keine regelrechten Schmerzen habe?

Schwierig war auch die Beurteilung der maximal möglichen Gehstrecke. Da waren auf der einen Seite Patienten, die einen enormen Ehrgeiz hatten, ihre Leistungsfähigkeit zu erproben und zu steigern; sie trainierten eifrig und negierten auch leichtere Beschwerden, wenn es um die Erreichung neuer Spitzenleistungen ging, so daß sie eher gebremst werden mußten. Dagegen probierten viele Operierte ihre maximale Gehstrecke nicht aus, sei es nun aus reiner Bequemlichkeit, aus Angst, sich zu überfordern, wegen allgemein reduziertem Kräftezustand oder um die Prothese zu schonen, was ja in jedem Fall auch angeraten ist. Oft spielte freilich bei der Einschränkung der Gehstrecke ein anderes Gelenk die entscheidende Rolle, in erster Linie selbstverständlich das arthrotische Hüftgelenk der Gegenseite.

Etliche Male wurde die Frage nach Beschwerden vonseiten der operierten Hüfte zunächst verneint, wurden aber dann bei gezielter und nachdrücklicher Befragung doch gewisse Symptome angegeben.

Dagegen bemerkten andere Patienten jede Kleinigkeit und empfanden sie als äußerst unangenehm, dramatisierten auch geringere Schmerzen, schienen von ihren Beschwerden zu leben.

Freilich muß hierbei berücksichtigt werden, daß sich die degenerativen und entzündlichen Prozesse, derentwegen die Hüfte primär oder sekundär operiert wurde, meist nicht nur an diesem einen Gelenk abspielen, und die daran leidenden Patienten in ihrem Befinden erheblich beeinträchtigt sind.

So hatte ein Patient zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung gerade wieder einen akuten Schub seiner PCP, der sich vor allem an den Knien abspielte, so daß eine isoliert auf das operierte Hüftgelenk bezogene Anamnese- und Befunderhebung nicht möglich war.

Wertvoll wird ein Untersuchungsbogen in erster Linie durch statistische Aussagen, da sich in der großen Zahl die vielen individuellen Einflüsse aufheben.

Allgemeingültige statistische Aussagen lassen sich aufgrund dieser Untersuchung allerdings nicht machen, da die Fallzahl zu klein ist, zumal wenn man homogene Gruppen aus dem untersuchten Kollektiv zusammenstellen wollte.

Der Untersuchungsbogen sollte vielmehr grobe Anhaltspunkte zum Vergleich einer bestimmten Symptomatik mit dem stereoröntgenologischen Ergebnis erlauben; nach Möglichkeit sollten Korrelationen zwischen Beschwerdebild und Lockerungsart und -größe hergestellt werden. Doch können wegen verschiedener Störgrößen in dieser Arbeit noch keine stereoröntgenologischen Ergebnisse in größerem Rahmen gegeben werden, so daß die Erstellung von Korrelationen nicht sinnvoll erscheint. Die stereoröntgenologischen Ergebnissen werden daher nur anhand von Betrachtung und Diskussion einzelner Fälle dargestellt, wozu dann der Befund aus dem Untersuchungsbogen vergleichend herangezogen wird, allerdings unter dem Vorbehalt der geringen Aussagekraft für den Einzelfall.

Um aber die einzelnen Ergebnisse überhaupt einordnen zu können, erscheint ein Überblick über die Ergebnisse in unserem Kollektiv als Kasuistik, nicht als statistische Aussage, durchaus sinnvoll.

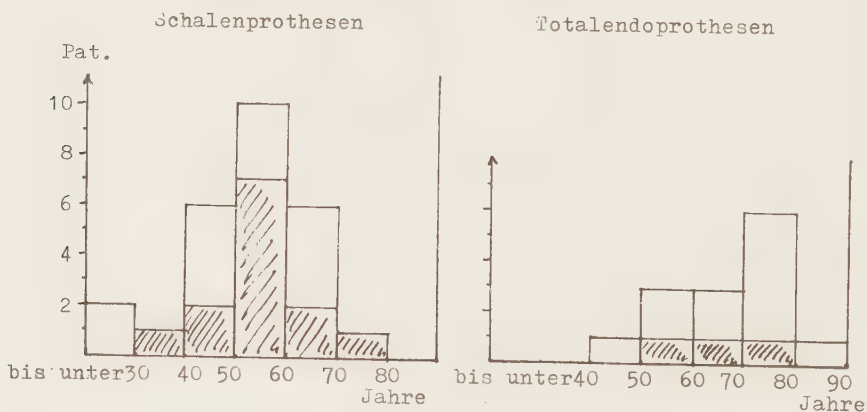
6.2. Ergebnisse der klinischen Untersuchung

6.2.1. Geschlechtsverteilung

	Schalenprothesen	Totalendoprothesen
gesamt	26 (bei 25 Pat.)	14
weiblich	13 (bei 12 Pat.)	11
männlich	13	3

In allen folgenden Grafiken ist der Anteil der männlichen Patienten schraffiert eingetragen.

6.2.2. Altersverteilung



Allein schon von der Altersverteilung her sind die Ergebnisse der Patienten mit Schalenprothesen und derer mit Totalendoprothesen nicht vergleichbar. Die Verteilungen geben die Indikationsstellung wieder.

6.2.3. Beschwerden von seiten der operierten Hüfte

	Schale			TEP		
	♂	♀	Σ	♂	♀	Σ
gesamt	13	13(12)	26(25)	3	11	14
Beschwerden überhaupt	3	5	8	2	7	9
Bewegungsschmerz	0	0	0	1	3	4
Dauerschmerz	0	0	0	1	1	2
Einlaufschmerz	2	4	6	0	4	4
Ruheschmerz	0	0	0	0	1	1
Belastungsschmerz	1	0	1	1	4	5
Rückenschmerz	1	3	4	0	6	6
Knieschmerz	0	2	2	2	3	5
Leistenschmerz	0	0	0	0	5	5
Trochantererschmerz	1	3	4	0	5	5
Traktionsschmerz	0	0	0	0	2	2
Kompressionsschmerz	1	2	3	0	2	2

Bei allen Patienten mit Schmerzen bestanden diese seit der Operation.

6.2.4. Gehstrecke und Gehfähigkeit

	Schale			TEP		
	♂	♀	Σ	♂	♀	Σ
gesamt	13	13(12)	26(25)	3	11	14
gehunfähig	0	0	0	2 ²⁾	0	2
gehfähig mit Stützen	2	3	5	0	6	6
gehfähig ohne Stützen	11	9	20	1	5	6
bis 0.5 km	1	3	4 ¹⁾	2 ²⁾	2	4
bis 1 km	2	2	4	0	2	2
bis 2 km	1	2	3	0	3	3
bis 4 km	8	4	12	1	5	4

1) Drei Patienten davon wegen Beschwerden an einem anderen Gelenk

2) Ein Patient davon wegen Pcp

6.2.5. Gangbild (konnte nicht bei allen Patienten geprüft werden)

	Schale			TEP		
	♂	♀	Σ	♂	♀	Σ
gesamt	13	13(12)	26(25)	1	10	11
Verkürzungshinken	2	3	5	0	1	1
Entlastungshinken	3	3	6	1	3	4
Insuffizienzshinken	5	5	10	1	2	3
Duchennehinken	1	2	3	1	1	2
Trendelenburg +	6	5	11	1	4 [⊕]	5

⊕ Nicht bei allen zehn Patientinnen überprüfbar

6.2.6. Passive Beweglichkeit (Neutral-0-Methode)

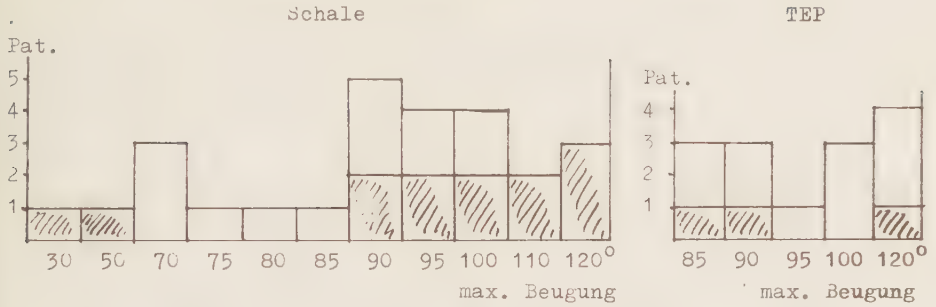
6.2.6.1. Bewegungseinschränkung

definiert als:

- weniger als 70° Beugung
- oder Beugekontraktur
- oder weniger als 20° Abduktion
- oder weniger als 10° Adduktion
- oder weniger als 10° Innenrotation
- oder weniger als 10° Außenrotation

	Schale			TEP			Σ
	♂	♀	Σ	♂	♀	Σ	
gesamt	13	13(12)	26	3	11	14	40
keine Bew.einschr.	10	7	17	2	8	10	27
Bewegungseinschr.	3	6	9	1	3	4	13
davon bei							
Beug.-Streck.	3	4	7	0	3	3	10
Abd. -Add.	2	1	3	1	1	2	5
Rotation	2	3	5	1	2	3	8

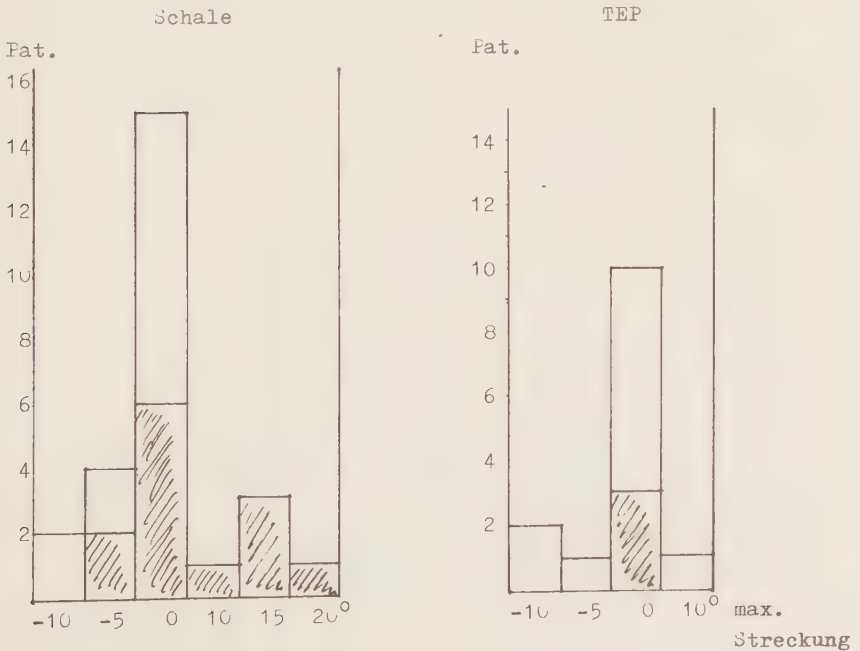
6.2.6.2. Bewegungseinschränkung bei der Beugung



Mittelwert: 90°

100°

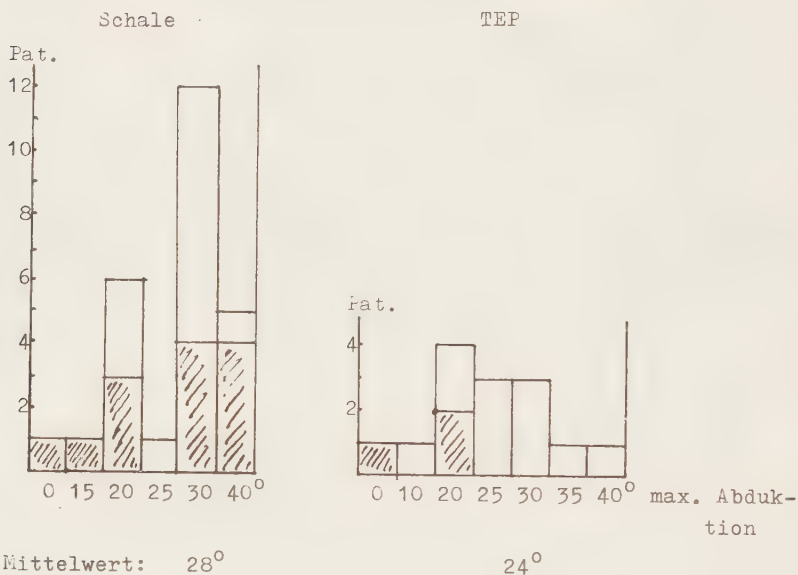
6.2.6.3. Bewegungseinschränkung bei der Streckung (negative Streckung bedeutet Beugekontraktur)



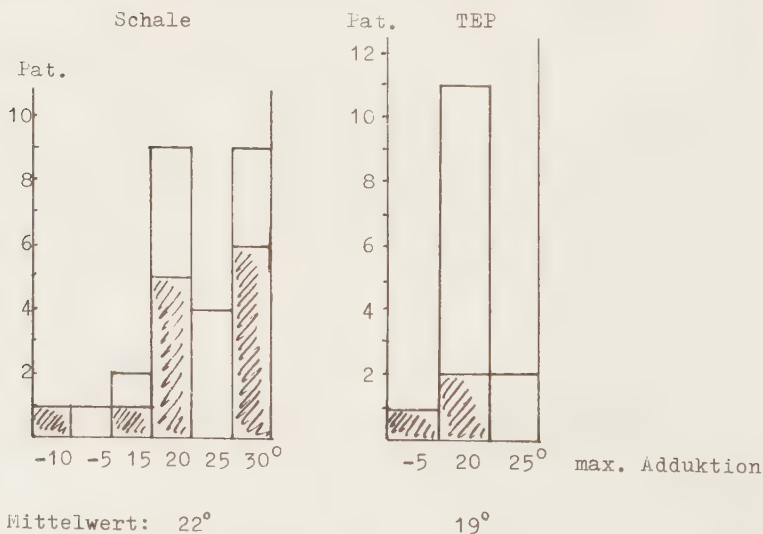
Mittelwert: 1° 43'

-1° 04'

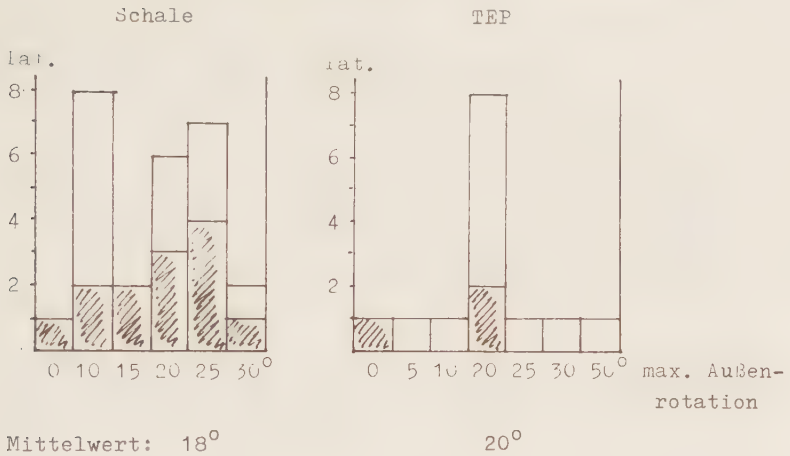
6.2.6.4. Bewegungseinschränkung bei der Abduktion



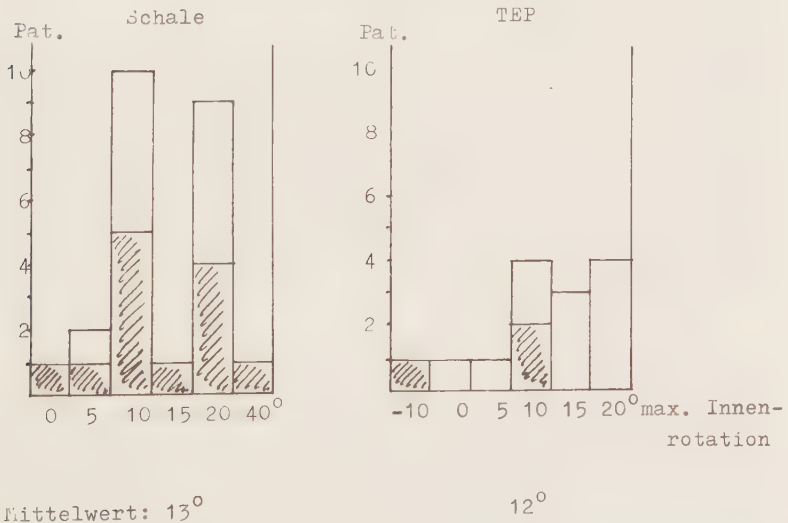
6.2.6.5. Bewegungseinschränkung bei der Adduktion (negative Adduktion bedeutet Abduktionskontraktur)



6.2.6.6. Bewegungseinschränkung bei der Außenrotation



6.2.6.7. Bewegungseinschränkung bei der Innenrotation (negative Innenrotation bedeutet Kontraktur in Außenrotationsstellung)



6.2.7. Röntgenologische Befunde

	Schale			TEP		
	♂	♀	Σ	♂	♀	Σ
gesamt	13	13	26	3	11	14
Infektionszeichen	0	0	0	0	0	0
Lockerung Pfanne	0	0	0	0	1	1
Lockerung Kopf	0	0	0	1	1	2
Resorption Pfanne	0	1	1	0	1	1
Resorption Adambogen	0	0	0	2	1	3
Stellungsänderung						
Pfanne	0	0	0	0	1	1
Kopf	0	0	0	0	0	0
Bruch	0	0	0	0	0	0

6.3. Zusammenfassung

6.3.1. Patienten mit Schalenprothesen

6.3.1.1. männlich

Die Ergebnisse waren sehr erfreulich, womit ein halbes Jahr nach der Operation auch zu rechnen war:

Ein Patient litt an der Coxarthrose des kontralateralen Hüftgelenkes, zwei hatten stärkere Bewegungseinschränkungen infolge periartikulärer Verkalkungen, die auch Schmerzen verursachten. Die übrigen Patienten waren mit dem operierten Gelenk zufrieden. Röntgenologisch wurden bei niemandem Lockerungszeichen gesehen.

6.3.1.2. weiblich

Eine (junge) Patientin litt an PcP, zwei andere waren durch Arthrosen anderer Gelenke behindert.

Eine Patientin bot eine stärkere Symptomatik mit Schmerzen und Bewegungseinschränkung.

Im übrigen waren die Patientinnen mit ihrem Zustand zufried-

den. Röntgenologisch fanden sich bei einer Patientin fragliche Resorptionszeichen an der Pfanne.

6.3.2. Patienten mit einer Totalendoprothese

6.3.2.1. männlich

Von den männlichen TEP-Trägern litt einer schwer an PoP; er zeigte röntgenologisch Resorptionszeichen am Adambogen. Ein anderer hatte starke Beschwerden, Bewegungseinschränkungen und Resorptionszeichen am Adambogen. Dem dritten ging es gut.

6.3.2.2. weiblich

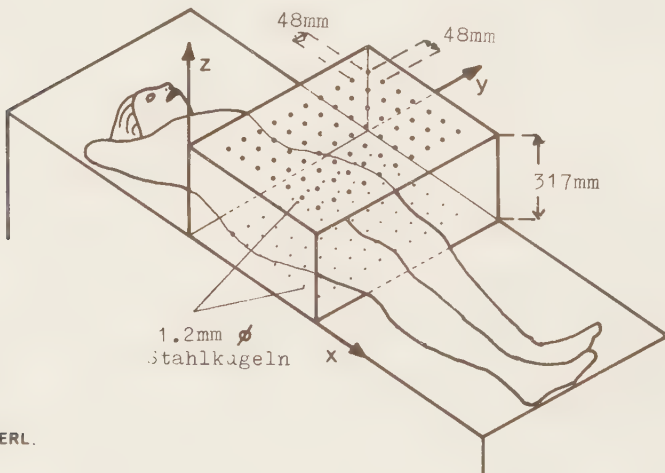
Bei allen fünf Patientinnen mit Beschwerden bestanden diese schon seit der Operation; bei einer davon zeigten sich Resorptionszeichen am Adambogen. Eine Patientin mit röntgenologischen Lockerungszeichen bot keine auffälligen klinischen Symptome.

7. Die stereoröntgenologische Untersuchung

7.1. Aufnahmetechnik

Die Aufnahmetechnik ist denkbar einfach und erfordert gegenüber einer normalen Beckenübersichtsaufnahme lediglich erhöhte Sorgfalt bei der Lagerung der Patienten, damit sämtliche Marken in Hüft- und Oberschenkelknochen auf beiden Aufnahmen, auf denen sich das Becken infolge der Röhrenverschiebung etwas verschiebt, abgebildet werden. Der wesentliche Unterschied zur normalen Röntgenaufnahme besteht darin, daß das Paßpunktsystem mit abgebildet werden muß (Abb. 11).

Die Kugeln des Paßpunktsystems sind in zwei Holzplatten eingearbeitet, deren obere über ein Gestell auf die untere druckknopfartig eingerastet wird.



ORTHOP. ERL.

Abb. 11 Patientenlagerungstisch mit
Paßpunktsystem

Im folgenden wird der Ablauf der Aufnahme mit dem "AOT" beschrieben. Der Röntgenstrahler läßt sich per Knopfdruck elektromotorisch um vier verschiedene Wägen parallel zur Röntgenfilmebene in der Längsrichtung des Lagerungstisches verschieben. Der Fokus wird so justiert, daß der Röntgenfilm

(Format 350mm x 350mm) bei beiden Einstellungen jeweils gerade ganz belichtet wird.

Der Fokus-Film-Abstand betrug 135cm, der Fokus wurde um 285mm verschoben; das Basisverhältnis betrug somit 1:4,7. Die belichtete Fläche in Höhe des Films maß 350mm x 640mm.

Nach dem Laden des "AOT" wird auf den Patientenlagerungstisch genau über den Röntgenfilm die untere Platte des Paßpunkt-systems gelegt. Darauf wird der Patient so plaziert, daß der Trochanter maior in die Mitte des Bildes zu liegen kommt, bzw. der Beckenkamm an den oberen Bildrand projiziert wird. Das Bein, dessen Hüftgelenk aufgenommen wird, wird in Mittelstellung durch einen Sandsack fixiert, der über den distalen Unterschenkel gelegt wird. Werden Funktionsaufnahmen angefertigt, d.h. Aufnahmen in extremer Adduktions- bzw. Abduktionsstellung, ist die Fixierung schwierig, weil der Unterschenkel in Abduktionsstellung über die Tischkante hinausragt und in Adduktionsstellung sich mit dem anderen Bein überkreuzt. Diese Stellungen sind ungünstig, da sie das Ruhighalten des Beines erschweren. Die bisherige Verfahrensweise muß als ein Provisorium betrachtet werden. Da einer Verlagerung des Patienten zwischen den beiden Einzelaufnahmen eine zentrale Bedeutung für die Auswertegenauigkeit zukommt, wird man auf jeden Fall eine Fixierungsvorrichtung für das betreffende Bein in den verschiedenen Stellungen verwenden müssen, in die die Patienten eingeschnallt werden können. Obwohl sich Bewegungen der Patienten zwischen den Einzelaufnahmen bei der Auswertung feststellen lassen und zum Teil korrigiert werden können, müssen sie unter allen Umständen vermieden werden.

Nach der Lagerung des Patienten und dem Anlegen des üblichen Gonadenschutzes wird die zweite Platte des Paßpunkt-systems aufgesetzt. Nun wird der Patient aufgefordert, absolut still und bewegungslos liegen zu bleiben. Dazu sind die Patienten natürlich nur sehr bedingt und mit recht unterschiedlichem Erfolg in der Lage. Es wird das erste Bild belichtet, unmittelbar darauf die verschiebemechanik betätigt und nach dem Einrasten und Ausschwingen des Röntgenstrahlers das zweite Bild aufgenommen. Zwischen den beiden Aufnahmen vergehen gut fünf Sekunden.

Werden Funktionsaufnahmen gemacht, so folgt dasselbe nach

Stellungsänderung der betreffenden Extremität noch einmal.

Die Strahlenbelastung entspricht der zweier Beckenaufnahmen: $2 \times 1.4 \text{rd}$ Oberflächendosis (29). Durch den Gonadenschutz gehen, besonders bei Frauen, etliche Paßpunkte verloren; das kann zu einer kritischen Verminderung der Paßpunkte führen, wenn mehrere weitere Paßpunkte aus anderen Gründen nicht meßbar sind.

Leider konnten die Aufnahmen unmittelbar nach der Operation noch nicht mit dieser Anlage gemacht werden. In zwei entscheidenden Punkten unterschied sich die Aufnahmetechnik in der Röntgenabteilung von der soeben beschriebenen:

Erstens wurde die Verschiebung der Röntgenröhre manuell vorgenommen, wodurch die Verschiebungsweite sehr unterschiedlich, insbesondere aber oft zu kurz ausfiel; das Basisverhältnis lag zum Teil zwischen 1:10 und 1:12, was bereits einen entscheidenden negativen Einfluß auf die Auswertegenauigkeit hatte.

Zum zweiten verging zwischen den beiden Aufnahmen sehr viel Zeit, so daß die Patientenbewegungen Ausmaße annahmen, die eine Auswertung kaum mehr zuließen, worauf in der Diskussion der Ergebnisse noch näher eingegangen wird. Da neben der Verschiebung des Röntgenstrahlers auch die Auswechslung der Filmkassette zwischen beiden Aufnahmen vorgenommen werden mußte, kam es offensichtlich bei einigen Aufnahmen zu Verstellungen des Patientenlagerungstisches, die sich verhängnisvoll auswirkten, da dann Patient und Paßpunktsystem verschoben waren, und ein rechnerischer Ausgleich der Bewegungen nicht möglich war, die Aufnahmen daher nicht auswertbar waren.

Zudem verursachten die benutzten Röntgenkassetten rechnerisch nachträglich nicht mehr auszugleichende Verzerrungen. Da sie mitunter den Patienten im Bett untergelegt werden, sind sie wannenförmig durchgebogen. Das bedeutet, daß von einer abgebildeten Ebene, z.B. einer Paßpunktplatte, die Punkte in der Bildmitte einen größeren Abstand von der Röntgenfilmebene haben als die am Rand. Bei der Auswertung erscheinen sie entsprechend Abb. 12 angehoben.

Bei dem schlechten Basisverhältnis vieler dieser Aufnahmen wirkte sich dieser Fehler dann deletär aus, wenn Prothese und Marken so projiziert wurden, daß die Unebenheiten der Kassette voll zum Tragen kamen.

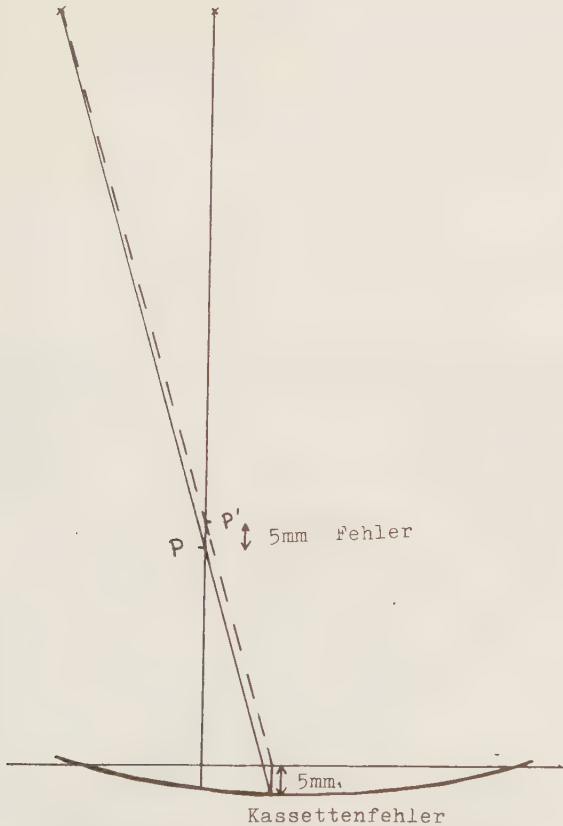


Abb. 12 Fehlereinfluß durch gekrümmte Kassetten

Die Kassette muß daher absolut plan sein mit einem Fehler von höchstens 0.2mm.

7.2. Auswertung

Die entwickelten Röntgenbilder müssen vor der Ausmessung mit dem Komparator beschriftet werden; sowohl die Marken wie auch die Paßpunkte müssen nummeriert werden. Bei standardisiertem Aufnahmeverfahren (konstanter Fokus-Film-Abstand, feste Verschiebungsweite) können für die Nummerierung der Paßpunkte zwei Klarsichtfolien für die beiden Perspektiven verwendet werden,

Die Bilder werden dann einzeln mit einem Komparator (Römat) ausgemessen. Der Römat ist eigentlich zur stereoskopischen Betrachtung und Messung konstruiert. Er hat zwei beleuchtete Glasplatten als Auflagefläche für das Stereobildpaar. Die Platten können gegeneinander verschoben werden, so daß das Bildpaar in der binokularen Lupenvergrößerung zur Deckung gebracht werden kann.

Mit jeder Platte ist für die Längs- und für die Querrichtung je ein Koordinatengeber verbunden, so daß bei jedem Meßpunkt vier Koordinatenwerte ausgegeben werden (Abb.14).

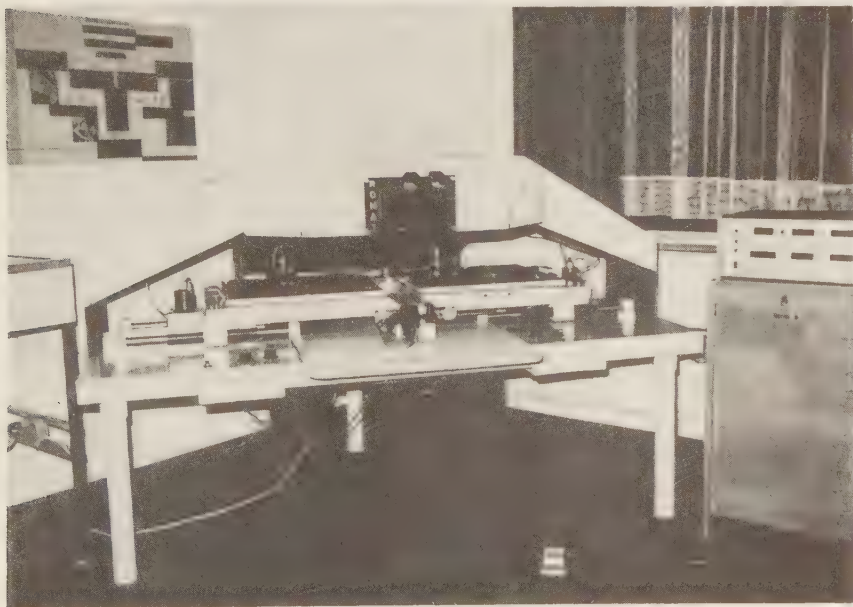


Abb.14 Der Meßtisch "Römat"

Da jedoch die stereoskopische Messung sehr schwierig, anstrengend und letztlich ungenauer ist, werden die beiden Stereobilder einzeln ausgemessen. Bei der monoskopischen Messung ist die Meßzeit kürzer und die Präzision der Meßdaten höher. Dafür ist ein erheblich größerer Rechenaufwand notwendig: die Bilder müssen zusätzlich orientiert, rechnerisch entzerrt und

mathematisch kalibriert werden.

Das zu messende Bild muß im Apparat so befestigt werden, daß ein Verrutschen während der Messung ausgeschlossen ist; am zweckmäßigsten ist es, das Bild mit Klebestreifen auf der Glasplatte anzukleben.

Das Bild wird durch eine Lupenoptik betrachtet. Es stehen mehrere Lupenvergrößerungen zur Verfügung. Da bei der Messung nicht ein größerer Überblick notwendig ist, empfiehlt sich die stärkste Vergrößerung (25-fach). Zwar sind die Bildkontraste bei der starken Vergrößerung abgeschwächt, so daß bei kontrastarmen Bildern Schwierigkeiten auftreten, zwar erscheinen die Konturen wesentlich unschärfer, weil die Röntgenbildunschärfe nun noch vergrößert wird, so daß man meint, nicht so genau messen zu können - die Messung subjektiv also schwieriger erscheint -, trotzdem aber erweisen sich die Ergebnisse als genauer als mit der 15-fachen Lupenvergrößerung.

In die Lupenoptik wird ein grüner Leuchtpunkt eingespiegelt, der mit den zu messenden Punkten auf dem Röntgenbild zur Dekkung gebracht werden muß. Hat man den Komparatorpunkt richtig eingestellt, wobei eine Feineinstellung Bewegungen von einem Hundertstelmillimeter erlaubt, löst man die Ausgabe der Koordinatenwerte und einer Codenummer an den Rechner durch einen Fußhebel aus.

Die Abspeicherung erfolgt on-line(d.h. der Rechner druckt nach jeder Datenausgabe die Daten der vorhergehenden Ausgabe aus, so daß man falsch gemessene Daten sofort vermerken kann) auf die Platte einer PDP-11/34 mit 64k-Worten Kernspeicher und Mehrbenutzerbetriebssystem RS X 11M.

Die Koordinatengeber reagieren bereits auf eine Stellungsänderung von 0,01mm in der jeweiligen Richtung. Es werden fünfstellige Koordinatenwerte ausgegeben. Zu den vier Koordinatenwerten, von denen bei der monoskopischen Messung nur zwei verwertet wurden, wird eine sechsstellige Codenummer ausgegeben, durch die der jeweilige Meßpunkt eindeutig definiert wird.

Der Code bedeutet (von links nach rechts)

- 1. Stelle: 1: Totalendoprothese
 2: Schalenprothese
- 2. Stelle: 1: linkes Bild

- 2: rechtes Bild
 3. Stelle: 0: Paßpunkt
 1: Kreis
 2: Kugel
 3: Marke 4
 4: Marke 5
 5: Marke 6

4., 5., 6. Stelle:

a) wenn Paßpunkte gemessen werden (3. Stelle: 0):
 Paßpunktnummer

b) wenn Kreis oder Kugel gemessen werden
 (3. Stelle 3,4 oder 5)

fortlaufende Nummerierung der Meßpunkte
 entlang der jeweiligen Kontur an der
 Prothese

c) wenn Marken gemessen werden (3. Stelle 3,4 oder 5)

4. Stelle: 1 bzw. 3, wenn die beiden Geraden an
 den Marken gemessen werden

2 bzw. 4, wenn die beiden Rundungen
 an den Marken gemessen werden

5. und 6. Stelle: fortlaufende Nummerierung der
 Meßpunkte an einer Geraden oder
 Rundung einer Marke

Beispiel

810110	99999	86420	86084	86088
810111	99999	86417	94148	86519
810112	99999	86410	81263	86829
810113	99999	86431	81255	86834
810114	99999	86431	81241	86843
810115	99999	86431	81224	86851
810116	99999	86431	81208	86856
810117	99999	86433	81192	86866
810118	99999	86433	81168	86870
810119	99999	86433	81164	86869

(gültig ist nur der 3. und der 4. Koordinatenwert)

Linkes Bild eines Aufnahmepaares einer Schalenprothese; gemessen wird an einer der Geraden der Marke 4 (3. Meßpunkt); der Meßpunkt hat die x-Koordinate 81241 und die y-Koordinate 86843.

Um einen optimalen Kontrast im Röntgenbild zu erhalten, kann die Helligkeit der Bildbeleuchtung und des eingespiegelten

Komparatorpunktes stufenlos geregelt werden. Diese Helligkeitsregelung ist bei der Messung der Paßpunkte innerhalb eines Bildes des Öfteren nötig, weil die Paßpunkte in sehr unterschiedlich stark belichtete Bildteile projiziert werden und nur bei geeigneter Beleuchtungsstärke zu erkennen sind. Bei der Messung entlang einer Kontur darf der Helligkeitsregler nicht verstellt werden, da helle Flächen bei stärkerer Beleuchtung größer erscheinen.

Da die Konturen unscharf sind, muß man sich auf eine bestimmte Graustufung als Meßlinie jeweils festlegen. Die absolute Größe von Kugel- oder Kreisradius oder der Marken ist nicht so bedeutsam für die Mittelpunktbestimmung, die in erster Linie wichtig ist; die genannten Größenbestimmungen sind nur als Gütekriterien interessant. Abweichungen von einer konzentrischen Messung sind nur dann zu erwarten, wenn die zu messende Struktur sich in ein unterschiedlich röntgendichtes Gebiet projiziert.

Die Paßpunkte werden je einmal angemessen; der Code muß nur für den ersten Punkt einer Zeile von Hand eingestellt werden, da die Codenummer nach jeder Datenausgabe um Eins erhöht wird, und die Paßpunkte wie beschrieben waagrecht fortlaufend nummeriert werden; wenn allerdings ein Paßpunkt wegen Überlagerung nicht anmeßbar ist, muß die Codenummer des nachfolgenden Punktes von Hand eingestellt werden. Die Marken werden an den Geraden, bzw. an den Rundungen jeweils 7 bis 8 mal angemessen (Abb. 15), die Kontur des Kreises und der Kugel wird, soweit sichtbar, jeweils an 30 bis 40 Punkten angemessen, die möglichst gleichmäßig über die Kontur verteilt sein sollen (Abb. 16).



Abb. 15 Tatsächlich gemessene Meßpunkte an einer Marke (abphotographiert vom Monitor)



Abb. 16 Tatsächlich gemessene Punkte entlang des Kreises der Schalenöffnung im linken und rechten Bild (abphotographiert vom Monitor für graphische Darstellung)

Die Einstellung der Codenummer von Hand ist nötig

- zu Beginn der Messung eines Bildes
- bei der Messung des Paßpunktsystems bei jedem Zeilenwechsel, sowie wenn ein Paßpunkt nicht meßbar ist
- beim Wechsel von einer Konturlinie zur anderen

Die Messung eines Stereobildpaares dauert ungefähr eine Stunde, wenn, wie im Rahmen dieser Arbeit, die Marken im Hüftknochen und der Ring der Hüftpfanne nicht gemessen werden. Die Messung ist also verhältnismäßig zeitaufwendig und dabei auch anstrengend.

Es wird daher angestrebt, die Messung zu automatisieren, u. a. von einem mit dem Rechner verbundenen Photoscanner vornehmen zu lassen, der die Bilder zeilenweise abtastet und die x-y-Koordinaten zusammen mit einem Grauwert abspeichert.

Schwierigkeiten treten beim Messen dann auf, wenn die Belichtung nicht optimal ist.

Da der "AOI" erst im Laufe dieser Arbeit in Betrieb genommen wurde, war die erste Bildserie belichtungsmäßig zum Teil man-

gelhaft. Die Konturen besonders der Marken waren im Komparator nur schwer zu erkennen, was eine außerordentliche Belastung für das Auge bedeutete. Die Konturen der Bilder, die mit dem "AOT" gemacht worden waren, waren auch deshalb besonders unscharf, da dort keine Bucky-Blende eingebaut ist.

Liegen die Marken annähernd in sagittaler Richtung im Knochen, d.h. liegen sie in Längsrichtung im Strahlengang, so erscheinen sie im Röntgenbild als beinahe rundes Oval. In solch einem Fall war die Messung der Marken zunächst problematisch, ja unmöglich. Inzwischen wurde jedoch ein Spezialprogramm erarbeitet, mit dessen Hilfe auch rund projizierte Marken vom Rechner ausgewertet werden können.

In der Anfangszeit der Markierung wurden Drahtstifte als Marken verwendet, die von einem Kirschnerdraht ohne exakte Längenbestimmung mit einer Zange abgezwickt wurden, so daß sie meist keine genaue Zylinderform hatten, sondern eine Spitze oder krumme Abzwickfläche aufwiesen. Es war keine reproduzierbar zu messende Kontur vorhanden und somit unmöglich, bei verschiedenen Messungen einer solchen Marke dieselbe Größe zu messen und zu berechnen; denn das Rechenprogramm konstruiert aus den gemessenen Punkten durch ausgleichende Funktionen einen Zylinder, auch wenn die Marken nicht zylinderrförmig sind; solche Marken sind mithin unbrauchbar. Wesentlich besser auszumessen sind die jetzt verwendeten Marken, die eine definierte Länge von 3mm und eine exakte Zylinderform mit einem Durchmesser von 1.5mm haben.

Bisweilen fallen Marken mit Punkten des Paßpunktsystems zusammen oder werden von dichten Strukturen im Knochen teilweise überlagert. In solchen Fällen ist die Messung der Marke problematisch, wenn nicht überhaupt unverwertbar.

7.3. Kontrollparameter (Gütekriterien)

Im Verlauf der numerischen Auswertung werden stets Kontrollwerte ausgegeben, die auf Aufnahme-, Meß- und Zuordnungsfehler hinweisen. Dadurch ist jederzeit eine Kontrolle über die Wertigkeit und die Interpretierbarkeit der gewonnenen Ergebnisse möglich. Manche Kontrollparameter gestatten eine

Verbesserung der Ergebnisse durch nachträgliche rechnerische Korrektur.

7.3.1. Parameter zur Beurteilung eines Stereoröntgenbild-paares

7.3.1.1. Parameter zum Erkennen von Wackelbewegungen der Patienten zwischen den beiden Einzelaufnahmen

Die Bewegungen der Patienten lassen sich bei der rechnerischen Auswertung erfassen, aber nur schwer ausgleichen.

Sie bewirken einen Fehler von weniger als 0.2mm, wenn sie
in x-Richtung (=Röntgenstrahlerverschiebungsrichtung =
Längsrichtung des Patienten) unter 1 mm,
in z-Richtung (Vertikalrichtung bei der Aufnahme, sa-
gittalrichtung vom Patienten aus) unter 10 mm
bleiben.

In y-Richtung (Transversalrichtung) können Bewegungen
in weitem Rahmen nachträglich ausgeglichen
werden.

Am kritischsten sind die Bewegungen in x-Richtung; jedoch
spielen sie die geringste Rolle beim wackelnden Patienten.

Am einfachsten zu erkennen sind Bewegungen in der y-Richtung;
denn bei reiner Verschiebung des Röntgenstrahlers in der x-
Richtung müssen die y-Werte auf beiden Aufnahmen gleich sein.
Weichen sie voneinander ab, so werden alle Meßpunkte am Pa-
tienten auf einer der beiden Aufnahmen um soviel verschoben,
daß die y-Werte übereinstimmen: y-korrektur

Bewegungen in der z-Richtung, die einer Abstandsänderung des
bewegten Objektes von der Bildebene bedeuten, bewirken gemäß
den Gesetzen der Zentralprojektion eine Größenänderung: An-
hebung bewirkt eine Vergrößerung, Absinken eine Verkleinerung;
die Größenänderungen werden an den unterschiedlichen Kreis-
und Kugelradien erkannt.

Bewegungen in der x-Richtung sind bei der Konstruktion von
Kreis oder Kugel zu erkennen. Die Projektion der Kugel ergibt
einen fast kreisförmigen Kegelschnitt, von dem aus der Rech-
ner den Kugelmittelpunkt und -radius berechnet. Ist die Streu-
ung der Meßpunkte um die ausgleichende rechnerische Ideal-

kurve in z-Richtung besonders stark, ist das ein Hinweis auf eine Bewegung des Patienten in Verschiebungsrichtung zwischen den beiden Einzelaufnahmen.

Neben der auffallend großen z-Streuung bei der Kugel weist eine besondere Abweichung von der Kreisform bei der Kreisrekonstruktion auf eine Bewegung in x-Richtung hin.

Dies sind allerdings vage Kriterien, denn solche Abweichungen können auch durch schlechte Messung zustandekommen; ein rechnerischer nachträglicher Ausgleich ist schlecht möglich.

Anhand der folgenden Parametern läßt sich die Präzision der Messung kontrollieren.

7.3.1.2. Raumlage

Dem Rechner sind die Maße der Gitterstruktur des Paßpunktsystems eingegeben. Er bringt das programmierte Gitter mit dem gemessenen so zur Deckung, daß die Abstandsquadrate von Ist- und Sollage minimal werden. Als "Raumlage" wird dabei die mittlere Streuung der gemessenen Punkte um die exakte Gitterstruktur bezeichnet. Sie gibt Hinweise auf Unebenheiten der Filmkassette, auf Fehler im Paßpunktsystem und ist nach Ausschluß dieser Fehlerquellen ein Maß für die Genauigkeit der Messung.

Ausreißer unter den gemessenen Punkten werden eliminiert, und die Lage des Gitters dann nochmals optimiert.

7.3.1.3. Abstände der Markengeraden und -ebenen, Größe der Kugel- und Kreisradien

Neben den Maßen des Paßpunktsystems sind auch die Kugel-, bzw. Kreisradien der Prothesenteile, sowie Länge und Durchmesser der Marken bekannt. Letztere werden durch den Abstand der rekonstruierten Ebenen von Zylinderboden und -deckel, bzw. der rekonstruierten Geraden des Markenzyllinders berechnet.

Die Differenz zwischen den tatsächlichen und den errechneten Größen ist ein Maß für die Präzision der Messung, bzw. für die Meßbarkeit der jeweiligen Größe.

Die Meßbarkeit der Marken ist stark von ihrer jeweiligen Pro-

jektion, sowie von der Belichtung der Aufnahme und Überlagerung mit Knochenstrukturen abhängig.

Selbst bei stärkeren Größenabweichungen der Markenparameter ist die Mittelpunktbestimmung der Marken, auf die allein es ankommt, doch hinreichend exakt; denn die durch unterschiedliche Belichtung oder andere Momente bedingte Größenänderung der Markenabbildung ist bei wohlgeformten Marken konzentrisch. Bei den anfangs verwendeten Marken ist das allerdings nicht der Fall gewesen.

7.3.1.4. Basisverhältnis

Kontrolliert wird weiterhin das Basisverhältnis, dessen Bedeutung bereits diskutiert wurde. Ist aus irgendwelchen Gründen die Verschiebung bei der Aufnahme zu klein gewesen, so zeigt dies der Rechner an und weist damit auf eine erhöhte Fehlermöglichkeit hin.

7.3.1.5. Sonstige Kriterien

Außer den genannten Gütekriterien werden noch etliche weitere geometrische Konstruktionen durchgeführt, die sehr empfindlich kleinste Unregelmäßigkeiten bei der Aufnahme und bei der Auswertung anzeigen.

Sie dienen in erster Linie den Informatikern dazu, die Präzision der Auswertung zu überprüfen.

7.3.2. Kontrollparameter zur Bewertung des Ergebnisses von zwei Stereobildpaaren eines Patienten

Die folgenden Daten werden auf dem Dokumentationsbogen ausgedruckt, auf dem das stereoröntgenologische Ergebnis dem Kliniker mitgeteilt wird.

7.3.2.1. Die Abstandsdifferenzen Δg , Δh , Δi zwischen den Marken (Abb. 17)

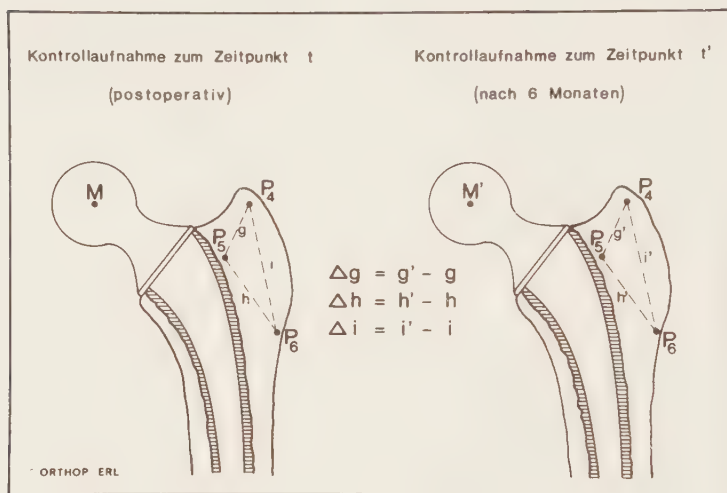


Abb. 17 Die Differenzen zwischen den Markenabständen

Im Idealfall müßten die Abstände g , h und i zum Zeitpunkt t_1 und t_2 , bzw. bei Funktionsaufnahmen in beiden Gelenkstellungen gleich sein. Abweichungen entstehen, wenn eine Marke nicht im Knochen sitzt und sich daher verschiebt. Sie entstehen bei festen Marken durch sämtliche erwähnten Störfaktoren und Fehlermöglichkeiten bei Aufnahme und Auswertung, die eine exakte Aussage verhindern. Zur Beurteilung des Einflusses der Abstandsdifferenzen muß die Lage der Marken zueinander und zum Prothesenmittelpunkt berücksichtigt werden.

Ist die errechnete Lockerung so groß wie die Abstandsdifferenzen, dann kann nicht auf eine tatsächliche Lockerung geschlossen werden.

7.3.2.2. Minimale Markenabstände nach Lageoptimierung (Abb. 18)

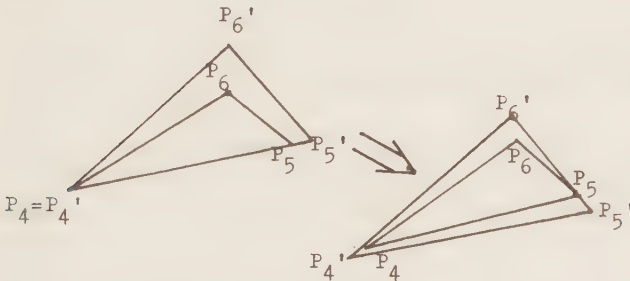


Abb. 18 Lageoptimierung

Um die Güte der Lagebestimmung der Marken abschätzen zu können, werden die beiden errechneten Marken-Dreiecke $P_4P_5P_6$ (in der Skizze das kleinere Dreieck) und $P_4'P_5'P_6'$, die bei absolut exakter Messung genau zur Deckung gebracht werden könnten, so aufeinandergelegt, daß die Summe der Abstandsquadrate von P_4P_4' , P_5P_5' und P_6P_6' minimal wird; das bedeutet, daß die errechneten Dreiecke so gut wie möglich zur Deckung gebracht werden. Sodann werden die sich ergebenden Abstände von P_4-P_4' , P_5-P_5' und P_6-P_6' errechnet.

Diese minimalen Markenabstände treffen ergänzend zu den Markenabstandsdifferenzen Aussagen darüber, wie stark die errechneten Dreiecke voneinander abweichen, wie exakt die Messung ist, und welche der Marken am schlechtesten errechnet wurde; in erster Näherung ist dies die Marke mit dem größten Abstandsquadrat.

Eine errechnete Verlagerung von weniger als dem Doppelten des größten minimalen Markenabstandes, liegt im Bereich der Fehlergröße und ist nicht aussagekräftig. Außerdem wird man die Abstandsdifferenz der am schlechtesten berechneten Marke (falls eine Marke offensichtlich wesentlich von der zu erwartenden Lage abweicht) zum Prothesenmittelpunkt außer Acht lassen und eventuell aufgrund der anderen beiden Abstandsdifferenzen eine Aussage über die Prothesenverlagerung treffen können.

Ein großer minimaler Markenabstand legt den Schluß nahe, daß

die betreffende Marke nicht fest im Knochen verankert ist. Dies wird durch entsprechende Markenabstandsdifferenzen untermauert.

7.3.2.3. Diskussion der beiden Parameter von 7.3.2.

In Erscheinung treten durch diese Parameter nur die Komponenten der Markenverlagerung, die in der durch die Marken aufgespannten Ebene liegen. Senkrecht auf dieser Ebene stehende Verlagerungen werden damit nicht erfaßt. Im allgemeinen werden sich die Markenverlagerungen - seien sie tatsächlich vorhanden oder durch Auswertefehler (Meßfehler, Patientenverlagerung zwischen den Einzelaufnahmen) bedingt - in mehreren Komponenten auswirken.

Im folgenden geht es um die Erkennung von Auswertungenauigkeiten, die sich grundsätzlich nicht ganz ausschließen lassen, die aber größenmäßig erfaßt werden müssen, um das Ergebnis interpretieren zu können.

Es ist prinzipiell nicht auszuschließen, daß sich ein Fehler ausschließlich oder zumindest überwiegend in der Verlagerung einer Marke senkrecht zur Markendreiecksebene auswirkt, also an der geometrischen Form und Größe des Dreieckes sich nichts ändert. Aus den Fehlern in dieser nicht zu erfassenden Richtung resultieren jedoch größere Fehler bei der Positionsbestimmung der Prothese als aus anderen, weil dadurch die Dreiecksebene verdreht wird.

Die Ebene wird umso mehr verdreht, je größer der Fehler und je kleiner der Abstand der fehlerhaft bestimmten Marke von der Gerade durch die beiden anderen Marken ist, und zwar ist der Tangens des Drehwinkels (φ) proportional zum Fehler (f) und umgekehrt proportional zum Abstand (h) des verschobenen Punktes von der gegenüberliegenden Seite des Dreieckes. (s. Abb. 19).

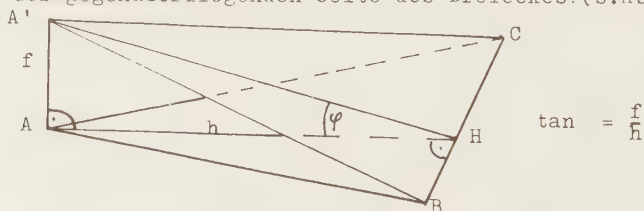


Abb. 19 Fehlereinfluss durch ungünstige Markenlage

Daher noch einmal die Forderung, die bereits im Rahmen der Patientenmarkierung gestellt wurde und hier noch einmal erhoben wird, da sie sich als sehr relevant erwies: keine Marke darf nahe an der Verbindungsgeraden der beiden anderen Marken zu liegen kommen, d.h., die Marken dürfen kein sehr stumpfwinkliges Dreieck bilden!

Diese ungünstige Markenkonstellation erkennt man an den mit dem Ergebnis ausgedruckten Abständen zwischen den Marken: die Summe der beiden kleineren Abstände ist dann kaum größer als der dritte.

Zum Abschätzen mag genügen: Ist die Summe der beiden kleineren Abstände um weniger als 1% größer als der dritte Abstand, so ist die Marke mit den kleineren Abständen von der Verbindungsgeraden der beiden anderen Marken weniger als 10% (7.1%) des größten Abstandes entfernt.

In welcher Komponente der errechneten Prothesenverlagerung wirkt sich eine Drehung der Markendreiecksebene aus?

Sie verursacht keine Verlagerung in der Richtung, in der die Drehachse (in Abb. 19 BC) liegt.

Da die Marken, wenn sie nahezu auf einer Geraden liegen, dann durchweg in der cranio-caudalen (x-) Richtung angeordnet sind (parallel zum Femur), wird diese Komponente von solchen Fehlern nicht betroffen. Sie liefert in zweifelhaften Fällen am ehesten eine zuverlässige Aussage.

In welchem Verhältnis sich der Fehler auf die y- und auf die z-Richtung verteilt, hängt von der Neigung des Markendreieckes zur xy-Ebene ab. Steht es steil auf dieser Ebene, überwiegt der Fehlereinfluß auf die latero-mediale Komponente; liegt es dagegen annähernd in der xy-Ebene, so wirkt er sich in der ventro-dorsalen Richtung aus. Dieser Fall wiegt umso schwerer, da die Vektoren von den am Femurrand liegenden Marken zum Prothesenmittelpunkt eine wesentlich größere y- als z-Komponente haben, was bedeutet, daß das Verhältnis zwischen dem Abstand der verlagerten Marke zur Drehachse und dem Abstand des Prothesenmittelpunktes zur Drehachse wesentlich ungünstiger ist.

7.3.3. Zusammenfassung

Durch klar definierte Gütekriterien werden jedem Ergebnis eindeutige Hinweise auf die Interpretierbarkeit und Aussagekraft desselben gegeben. Aus der Betrachtung aller Gütekriterien kann die Größe des Fehlers angegeben, und damit das Ergebnis abgeschätzt werden.

8. Stereoröntgenologische Ergebnisse

In dieser Arbeit konnten nur Befunde an den Schalen und an den Schäften erhoben werden. Die Prothesenpfannen blieben unberücksichtigt.

8.1. Übersicht über die Befunde

8.1.1. Befunde der Verlaufsbeobachtung (N = 41)

8.1.1.1. Ausfälle

Wegen sehr schlechter Parameterwerte oder fehlender Marken war in 23 Fällen keine stereoröntgenologische Aussage möglich. Die Gründe hierfür waren:

Zu kleines Basisverhältnis (1:10 bis 1:12)	3
s.S. 26 f.	

Sehr starke Patientenverlagerung zwischen den Einzelaufnahmen	5
Parameter 7.3.1.1., S. 62 f.	

Nur zwei Marken meßbar	5
------------------------	---

Eine Marke stark verlagert	10
Parameter 7.3.2., S. 64 ff.	

Bei diesen Fällen läßt sich aufgrund der beiden festen Marken noch eine mehr oder weniger wahrscheinliche Aussage machen. Diese Vermutungsdiagnosen seien aufgeführt, ohne daß sie zu den stereoröntgenologischen Befunden hinzugerechnet werden.

Von den zehn Fällen mit lockerer Marke ist

keine Aussage möglich	3
die TEP vermutlich fest	3
die TEP vermutlich verlagert	1
die Schale vermutlich fest	2
die Schale vermutlich verlagert	1
Summe	10

8.1.1.2. Stereoröntgenologische Befunde

TEP fest	2
(davon jedoch einmal nicht sicher wegen ungünstiger Markenlage)	
TEP verlagert	2
Schale fest	6
Schale verlagert	8
(davon einmal nicht sicher wegen schlecht zu messender Marken)	
Summe	18

Da alle Patienten der Verlaufsbeobachtung mindestens einmal in der Röntgenabteilung aufgenommen wurde, sind alle Ergebnisse mit der Hypothek der ungünstigen Aufnahmeverhältnisse dort belastet. Trotzdem ergaben sich einige gut verwertbare Ergebnisse.

8.1.2. Befunde der Funktionsaufnahmen (N = 8)

Vier der Funktionsaufnahmen wurden in der Röntgenabteilung gemacht. Bei dreien hiervon konnte keine Aussage gemacht werden, bei einer eine unsichere.

8.1.2.1. Ausfälle

Zu kleines Basisverhältnis (1:12)	1
Sehr starke Patientenverlagerung zwischen den Einzelaufnahmen	1
Eine Marke nicht verwertbar	1
Summe	3

8.1.2.2. Stereoröntgenologische Befunde

TEP fest	1
TEP verlagert	1
(jedoch nicht sicher wegen starker Patientenbewegung)	
Schale locker	3
Summe	5

8.2. Übersicht über die Werte der Parameter

Als Vergleichswerte für die Beurteilung der Daten bei der folgenden Kasuistik seien die Mittelwerte, Maxima und Minima der wesentlichen Parameter angegeben.

8.2.1. Parameter von Abschnitt 7.3.1. (S. 62 ff.)

Da sich die Werte der Aufnahmen von der Röntgenabteilung und vom "AOT" wesentlich unterscheiden, werden sie getrennt angegeben. Dadurch werden gleichzeitig die in Abschnitt 7.1. (S. 53) dargelegten unterschiedlichen Aufnahmebedingungen durch die daraus resultierenden quantitativen Unterschiede mit Zahlen belegt.

(Alle Werte in mm)

	Rö.-Abt.	AOT
Raumlage	x = 0.31	x = 0.146
(s.S. 63)	max.: 0.45	max.: 0.21
	min.: 0.17	min.: 0.10
y-Abweichung der Kugel	x = 0.56	x = 0.31
(s.S. 62)	max.: 2.84	max.: 1.45
	min.: 0.00	min.: 0.00
Kugelradiusdifferenz	x = 0.19	x = 0.16
(s.S. 62)		
z-Streuung bei der Kugelberechnung	x = 0.12	x = 0.075
(s.S. 62/63)		

8.2.2. Bemerkungen zu den Werten von 8.2.1.

8.2.2.1. Zur Raumlage

Die "Raumlage", d.h. die Streuung der gemessenen Paßpunkte um ihre mathematische Sollage, ist bei den Aufnahmen mit dem "AOT" nur halb so groß wie bei den anderen. Da an beiden Aufnahmeorten dasselbe Paßpunktsystem verwendet wurde, und die Paßpunkte auf den Aufnahmen der Röntgenabteilung wegen der Bucky-Blende sogar schärfer abgebildet sind - also besser zu messen waren -, ist für den krassen Unterschied vor allem die Verwendung nicht planer Kassetten in der Röntgenabteilung verantwortlich zu machen (s.S. 54)

8.2.2.2. Zur y-Abweichung der Kugel

Die y-Abweichung gibt am deutlichsten die stärkeren Bewegungen der Patienten zwischen den beiden Einzelaufnahmen in der Röntgenabteilung wider: dort wackelten die Patienten annähernd doppelt so stark in der medio-lateralen Richtung als bei den anderen Aufnahmen.

In erster Linie war das bedingt durch das erheblich längere Zeitintervall, das zwischen den beiden Röntgenaufnahmen verging.

8.2.2.3. Zur Kugelradiusdifferenz

Die Differenz zwischen dem bekannten tatsächlichen und dem berechneten Prothesenradius gibt einen Hinweis auf Patientenbewegungen in der z- (Sagittal-) Richtung. Die Kugelradiusbestimmung ist erstaunlich genau: In beiden Fällen liegen die Mittelwerte unterhalb der Meßgenauigkeit von 0.2mm. Deutliche Radiusdifferenzen ergeben sich nur bei erheblichen Patientenbewegungen.

8.1.1.4. Zur z-Streuung bei der Kugelberechnung

Auch die z-Streuung gibt nur Hinweise auf Bewegungen in der x- (Längs-) Richtung zwischen den Einzelaufnahmen. Hier sind deutliche Unterschiede zwischen den beiden Aufnahmeorten fest-

zustellen.

8.2.3. Parameter von Abschnitt 7.3.2. (S. 64 ff.)

In den zehn Fällen, die wegen zu kleinem Basisverhältnis oder lediglich zwei auswertbaren Marken ausfielen, wurden keine Parameter berechnet.

Für die Mittelwertberechnung erscheint es sinnvoll, die Werte der Fälle auszuklammern, die wegen Markenverlagerung oder starker Patientenbewegung zu keiner Aussage führten; die Werte dieser 16 Fälle werden nur in die Angaben mit einbezogen, die in Klammern angefügt sind.

Angaben in mm	n = 23	(n = 39)
Markenabstandsdifferenzen	$\bar{x} = 0.14$	(0.36)
	$G = 0.16$	(0.58)
	max.: 0.60	(3.41)
	min.: 0.00	(0.00)
minimale Markenabstände nach Lageoptimierung	$\bar{x} = 0.14$	(0.33)
	$G = 0.12$	(0.44)
	max.: 0.58	(2.63)
	min.: 0.00	(0.00)

8.2.4. Bemerkung

Die Bedeutung der Differenz zwischen den errechneten Markenabständen, bzw. der minimalen Markenabstände wird in der folgenden Kasuistik deutlich. Obwohl einige große Differenzen, bzw. minimale Markenabstände darunter sind, bleiben die Mittelwerte unter der Meßgenauigkeit von 0.2mm.

8.3. Kasuistik

8.3.1. Der Dokumentationsbogen

8.3.1.1. Der Dokumentationsbogen zur Verlaufsbeobachtung

Beispiel: H. margarete, 46 J. (s. folgende Seite)

Den Kopf des Dokumentationsbogen bilden die Personaldaten: Name, Geburtstag, Geschlecht; es folgen Angaben über die Markierung (Anzahl der Marken im jeweiligen Knochen) und die Art der Prothese (mit Angabe der Körperseite); auf dem Dokumentationsbogen zur Verlaufsbeobachtung folgt das Datum der Operation, sowie die Daten der ersten und zweiten zu vergleichenden Aufnahme.

Die Markenabstände P4-P5, P4-P6 und P5-P6 geben Auskunft über die Form und Größe des Dreieckes, das die Marken bilden. Optimal sind gleiche Abstände von 30 bis 60mm. Sowohl sehr kleine als auch sehr unterschiedliche Abstände deuten auf eine Markenlage hin, die Meßfehler verstärken kann.

Im vorliegenden Fall liegen die Marken 5 und 6 zu nahe beieinander.

Die Differenzen zwischen den beiden errechneten Markenabständen der ersten und der zweiten Aufnahme geben die Genauigkeit der Rekonstruktion der Marken an; bestehen bei den Abständen einer Marke auffällig große Differenzen, ist zu vermuten, daß die Marke nicht im Knochen sitzt, so daß nur die zwei anderen Marken zur Bewertung der abgegebenen Verlagerung herangezogen werden können.

Ebenso charakterisieren "minimale markenabstände nach Lageoptimierung" die Übereinstimmung der beiden errechneten markendreiecke (s.S. 66f). P4, P5 bzw. P6 stehen für die Abstände zwischen P4 und P4'. P5 und P5' bzw. P6 und P6'.

Aus den Abständen zwischen den Marken und dem Prothesenmittelpunkt M (P4-M, P5-M, P6-M) kann man im Vergleich mit den Markenabständen auf die räumliche Lage zwischen den Marken und der Prothese schließen, die für die Größe des Fehlereinflusses bedeutend ist. Die Abstände zum Mittelpunkt sollten

DOKUMENTATIONSBOGEN ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

1. PERSONALDATEN

NAME HECKMANN
 VORNAME MARGARETE
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 12.5.32
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR		3
METALLMARKEN IM BECKEN		
PROTHESE		SCHALE RECHTS

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION 8.12.77
 DATUM DER 1. AUFNAHME 15.12.77
 DATUM DER 2. AUFNAHME 29.5.78

4. ERGEBNISSE

ABSTAEUNDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	32.14 MM	32.99 MM	0.05 MM
P4-P6	49.01 MM	49.00 MM	-0.01 MM
P5-P6	20.06 MM	19.75 MM	-0.10 MM
P4-M	47.79 MM	47.81 MM	0.02 MM
P5-M	39.43 MM	39.38 MM	-0.05 MM
P6-M	57.97 MM	57.81 MM	-0.16 MM

MINIMALE MARKENABSTAEUNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.02 MM	0.06 MM	0.05 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.3 MM)

nicht viel größer sein als die Markenabstände. Als Anhaltspunkt diene: der größte Abstand zu M sollte nicht mehr als zwei- bis dreimal so groß sein wie der kleinste Abstand zwischen den Marken.

Die Abstandsdifferenzen zwischen den Mittelpunktsabständen der beiden Aufnahmen geben Anhaltspunkte über die Verlagerungsrichtung oder auch eventuell über die Unbrauchbarkeit einer Marke, nämlich wenn die Differenz bei einer Marke gegenüber den anderen wesentlich größer ist, und das bei der gegebenen geometrischen Konstellation nicht ohne eine Verlagerung der Marke möglich ist.

Nicht abgedruckt sind auf diesem Dokumentationsbogen Angaben über den Kreismittelpunkt Q der Schalenöffnung, bzw. über den Neigungswinkel der Kreisebene zur Ebene des Markendreieckes, die sehr wesentlich für eine häufige Bewegung der Schale, nämlich für die Kippbewegung sind. Kippen bedeutet eine Drehung annähernd um den Schalenmittelpunkt, d.h. beim Abkippen der Schale verändert der Mittelpunkt M seine Lage gegenüber den Marken kaum oder überhaupt nicht. Die Schale könnte hin- und herwackeln, ohne daß sich das in einer Differenz der Abstände zwischen den Marken und dem Mittelpunkt bemerkbar machte.

Die Kreismittelpunktsberechnungen waren - wie schon erwähnt - zu ungenau, so daß auf sie verzichtet wurde. Die anstelle der Angabe des Vektors QM vorgesehene Angabe der Neigung der Kreisebene konnte in den Dokumentationsbogen dieser Untersuchungsreihe noch nicht aufgenommen werden. Sie wird folgen.

Zum vorliegenden Fall: Die Markenabstandsdifferenzen liegen mit -0.05 , 0.01 und 0.10mm unterhalb der Auswertegenauigkeit; ebenso sind die minimalen Markenabstände mit 0.02 , 0.06 und 0.05mm ausgezeichnet.

Wie bereits erwähnt, gehen Verlagerungen der Marken, die senkrecht zur Ebene des Markendreieckes erfolgen, nicht in diese Angaben ein.

Da die errechnete Verlagerung der Schale mit weniger als 0.3mm unter der Schranke bleibt, die durch die Auswertegenauigkeit gegeben ist, werden keine weiteren Angaben über die einzelnen Komponenten der errechneten Verlagerung gemacht: es ist hier "keine Lockerung nachweisbar".

DOKUMENTATIONSBOGEN FÜR FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

NAME _____ PORT _____
 VORNAME _____ JOHANNA
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) _____ 10.11.29
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

LINKS RECHTS
 METALLMARKEN IN FEMUR 3
 METALLMARKEN IM BECKEN _____
 PROTHESE _____ SCHALE LINKS

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

DATUM DER AUFNAHMEN _____ 19.5.78
 ART DER 1. AUFNAHME _____ ABDUKTION
 ART DER 2. AUFNAHME _____ ADDUKTION

4. ERGEBNISSE

ABSTAEDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	46.96 MM	47.01 MM	0.04 MM
P4-P6	34.36 MM	34.44 MM	0.08 MM
P5-P6	23.17 MM	23.24 MM	0.07 MM
P4-M	48.80 MM	48.64 MM	-0.16 MM
P5-M	38.75 MM	37.60 MM	-1.15 MM
P6-M	51.50 MM	50.53 MM	-0.97 MM

MINIMALE MARKENABSTAEDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.04 MM	0.04 MM	0.06 MM

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 1.74 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN ,

CAUDO-CRANIALER RICHTUNG UM	1.04 MM
LATERO-MEDIALER RICHTUNG UM	0.41 MM
DORSO-VENTRALER RICHTUNG UM	1.33 MM

8.3.1.2. Der Dokumentationsbogen für Funktionsaufnahmen

Beispiel: P. Johanna, 48 J. (s.S. 78 und Abb. 20)

Der einzige Unterschied im Aufbau dieses Dokumentationsbogens zum eben besprochenen besteht unter Punkt 3: es wird hier das Datum der Funktionsaufnahmen und die Stellungen während der beiden Aufnahmen angegeben.

Die Abstände sind in diesem Falle sehr gut (siehe auch die Abb. 21): der längste Abstand (P6-M) ist mit 51.50 bzw. 50.53mm nur wenig mehr als doppelt so groß wie der kürzeste (P5-P6) mit 23.17mm. Ebenfalls ausgezeichnet sind die Abstands differenzen der Marken mit 0.04, 0.08 und 0.07mm, sowie die minimalen Markenabstände nach Lageoptimierung mit 0.04, 0.04 und 0.06mm. Die Marken konnten also gut rekonstruiert werden (die Funktionsaufnahmen wurden mit dem "AOI" gemacht).

Wie aus den Abstandsdifferenzen zum Schalenmittelpunkt zu ersehen ist, wurde die Prothese bei der Adduktion (2. Aufnahme) auf den Schenkelhals aufgestaucht; der Abstand zu den Marken verringerte sich.

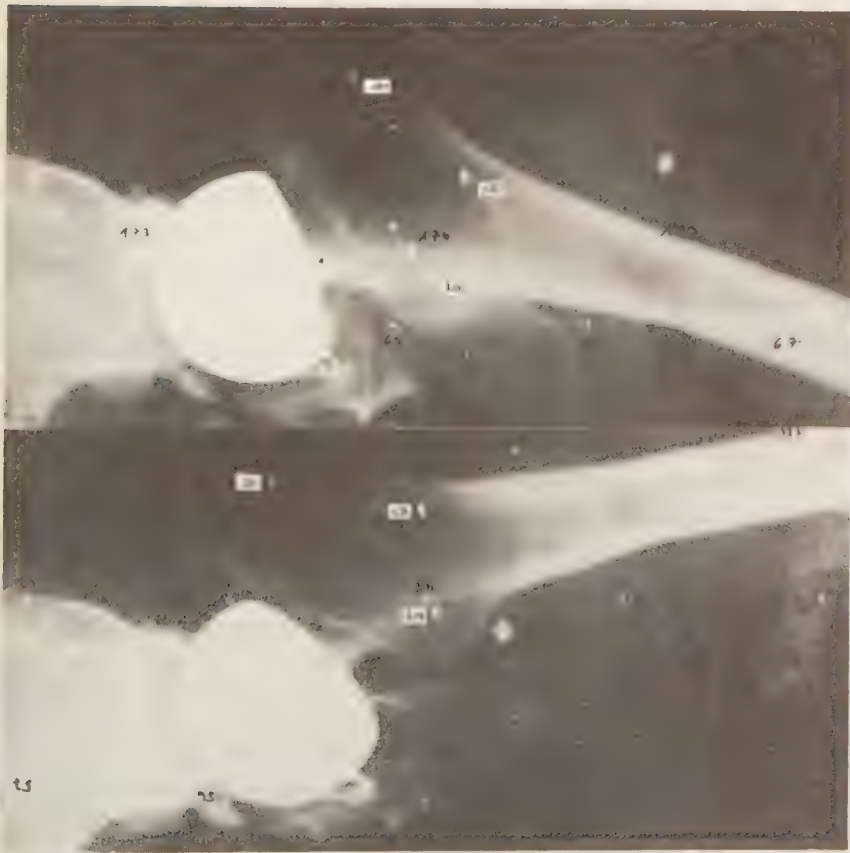
Die Verlagerung der Schale zwischen den beiden Stereoaufnahmen, die in diesem Falle einer Lockerung entspricht, beträgt 1.74mm.

Es folgen noch die Angaben über die Größe der einzelnen Komponenten, wodurch die Richtung der Verlagerung genau angegeben wird.

Die Angabe der Komponenten ist in erster Linie deshalb wichtig, weil man durch die Kontrollparameter weiß, in welcher Richtung unter Umständen ein Fehler vorliegt, und man somit die Verlagerungskomponente in dieser Richtung entsprechend beurteilen wird.

Das gilt in besonderem Maße für die ventro-dorsale (d.h. der z-) Richtung, in der sich Meßfehler und durch Patientenbewegungen entstandene Ungenauigkeiten stärker auswirken. Wenn sich die angegebene Verlagerung ausschließlich aus der z-Komponente ergibt - und das kommt häufig vor -, muß das Ergebnis unter Vorbehalt betrachtet werden.

Fast in allen Fällen ist die z-Komponente der Verlagerung um ein Vielfaches größer als die anderen Komponenten. Sie ist



ADDUCTION

ADDUCTION

Abb. 20

J. J. ORTHOPAED. 11, 5, 1



nahezu durchwegs nicht voll verwertbar, da sie zu einem großen Anteil auf Fehler zurückzuführen ist, die sich gegenseitig verstärken. Für Fehler in der z-Richtung und deren Verstärkung sind verantwortlich:

- a) Patientenbewegungen zwischen den Einzelaufnahmen
- b) die unebenen Kassetten in der Röntgenabteilung
- c) das schlechte Basisverhältnis bei den Aufnahmen in der Röntgenabteilung
- d) Meßfehler
- e) die geometrische Konstellation der marken zueinander und des Markendreieckes zum Prothesenmittelpunkt, die sich vor allem in dieser Richtung ungünstig auswirkt, da das Markendreieck meist in einer Ebene liegt, die annähernd parallel zur xy-Ebene ist.

Im Beispielfall kommt zu der ventro-dorsalen Komponente eine Verlagerung von fast einem Millimeter in cranio-caudaler (im Bogen falsch ausgedruckt) Richtung hinzu.

Es kann also eindeutig eine Lockerung festgestellt werden.

Die Patientin hatte auch starke Belastungsschmerzen, Leisten- druck- und Trochanterkompressionsschmerz und zeigte entsprechend den Schmerzen ein Entlastungshinken.

Die Untersuchung mit dem Bildwandler, die von mehreren Ärzten der Klinik durchgeführt wurde, ergab indes keine eindeutigen Lockerungszeichen. Laut Befundbericht entschied man sich für "nicht sicher feststellbare Lockerung, eher fest".

Bei der am 30.6.78 dennoch - vor allem aufgrund des stereo- röntgenologischen Befundes - durchgeführten Operation erwies sich die Schale als "hochgradig locker".

S.3.2. In der Praxis mit dem "AOT" erzielbare Auswertegenauigkeit

Beispiel: A. Heinrich, 50 J.

Es wurden unmittelbar nacheinander anstatt der zwei Stereo- einzelaufnahmen vier Aufnahmen gemacht, zwischen denen die Röntgenröhre jedesmal verschoben wurde. Der Patient sollte

während der vier Aufnahmen in Mittelstellung ruhig liegen bleiben. Das bedeutet: bei der Auswertung durften sich theoretisch keinerlei Veränderungen irgendwelcher Abstände ergeben.

Neben dem Meß- und Auswertefehler geht in die auftretenden Differenzen die Patientenbewegung mit ein. Die Ergebnisse geben ein also ein realistisches Bild von der mit dem "AOI" erzielbaren Genauigkeit der Prothesenlokalisationsdiagnostik wieder.

Tab. 4 zeigt die Ergebnisse:

Abstände	1. Aufnahme	2. Aufnahme	Differenzen
P4-P5	16.86 mm	16.92 mm	0.06 mm
P4-P6	80.31 mm	80.29 mm	-0.02 mm
P5-P6	79.37 mm	79.39 mm	0.01 mm
P4-M	67.19 mm	67.39 mm	0.20 mm
P5-M	56.84 mm	56.96 mm	0.12 mm
P6-M	102.69 mm	102.82 mm	0.13 mm

minimale Markenabstände nach Lageoptimierung

P4	P5	P6
0.03 mm	0.03 mm	0.01 mm

Keine Lockerung nachweisbar (unter 0.3 mm)

Tab. 4

Die Markenlage zueinander ist nicht optimal. P4 und P5 liegen zu dicht beieinander. (16.9mm).

Aber da die Marken gut meßbar waren (waagerechte Lage), und der Patient sehr ruhig gelegen war (y-Korrektur 0.2, bzw. 0.1mm), war der Meßfehler gering: Die Markenabstände wurden mit Differenzen von 0.01, 0.02 und 0.06mm sehr genau berechnet; entsprechend gering sind die minimalen Markenabstände (0.01, 0.03, 0.03mm); der Kugelradius der Kopfprothese (laut Hersteller 16mm) wurde mit 15.98, bzw. mit 15.95mm ermittelt, wobei die Streuung einmal <0.005, einmal 0.01mm betrug.

Die Abstandsdifferenzen zwischen den Marken und dem Prothesen-

mittelpunkt sind zwar größer als die zwischen den Marken, liegen aber innerhalb der Auswertegenauigkeit: 0.13, 0.12 und 0.20mm. Die ermittelte Verlagerung zwischen den Kontrollaufnahmen liegt unter 0.3mm, eine Lockerung ist dementsprechend nicht nachweisbar.

Aufnahmen, die mit dem "AOT" aufgenommen werden, ermöglichen zum überwiegenden Teil ebenso klare und eindeutige Ergebnisse.

8.3.3. Verlaufsbeobachtung

8.3.3.1. Patienten mit einer Schalenprothese

8.3.3.1.1. Beispiel einer festen Schalenprothese

H. Alfred, 60 J. (Abb. 21)

Klinisches Bild:

Belastungsschmerz (der einzige Patient von den 13 männlichen Schalenträgern mit Belastungsschmerz); max. Gehstrecke bis 1 km, nur mit Gehstütze gehfähig; zeigt Hüftthinken; starke Einschränkung der passiven Beweglichkeit:

Beug.-Streck.	30	20	0
Abd. -Add.	10	10	0
In.-Auß.rot	0	0	0

Rö.: Periartikuläre Kalzifikation, keine Lockerungszeichen

Kontrollparameter:

	1. Bildpaar	2.
Aufnahmeort	Rö.-Abt.	Rö.-Abt.
Raumlage	0.28	0.30
y-Korrektur	0.30	0.10
Kugelradiusdifferenz	-0.18	-0.31
z-Streuung	0.08'	0.00

Bis auf die Kugelradiusdifferenz sind die Werte für Aufnahmen in der Rö.-Abt. gut; beidemale bewegte sich der Patient offensichtlich in der z-Richtung.

Bei der Rekonstruktion der Marken ergab sich zusätzlich: die Marke 5 konnte nicht optimal rekonstruiert werden;

daraus ergab sich ein kleiner Fehler in z-Richtung, der sich auf dieselbe Weise, wie bei der markenlagediskussion auf Seite 16/17 gezeigt, mit annähernd fünffacher Verstärkung auf die Mittelpunktsbestimmung auswirkte.

Dokumentationsbogen:

GEOMETRIE	LAGE WERT	MAßNAHME	DIF. LÄNGEN
P4-P5	14.30 MM	14.20 MM	-0.10 MM
P4-P6	34.89 MM	34.87 MM	-0.01 MM
P5-P6	27.69 MM	27.72 MM	0.03 MM
P4-M	42.48 MM	42.61 MM	0.13 MM
P5-M	35.07 MM	35.26 MM	0.20 MM
P6-M	59.04 MM	59.22 MM	0.18 MM

MINIMALE MARKENABSTÄNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.04 MM	0.05 MM	0.01 MM

DIE LOCKERUNG BETRÄGT 0.55 MM

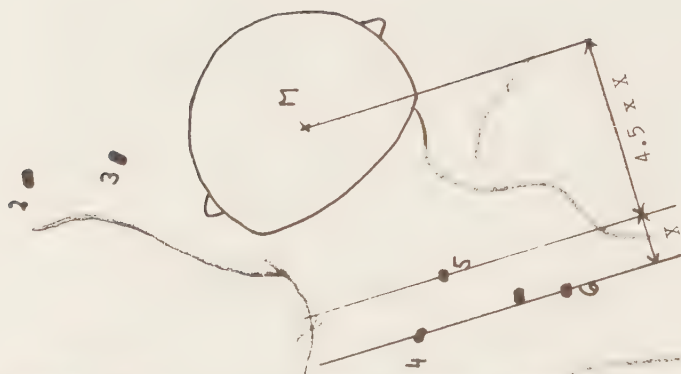
DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM	0.19 MM
MEDIO-LATERALER RICHTUNG UM	0.01 MM
DORSO-VENTRALER RICHTUNG UM	0.51 MM

Tab. 5

Die Abstandsdifferenzen und die minimalen Markenabstände sind sehr gut; die beiden Markendreiecke konnten also nahezu gleich rekonstruiert werden, was jedoch nicht ausschließt, daß sie eine verschiedene räumliche Lage einnehmen; der Fehler in der Lagebestimmung der Marke 5 geht aus dem Dokumentationsbogen nicht hervor. Hierzu ist man auf die zusätzlichen Angaben des Informatikers angewiesen, die dieser bei der Durchführung des Programms erkennt.

Die angegebene Verlagerung beträgt 0.55mm; der Fall liegt nicht so eindeutig wie der von H. margarete (S. 75). Es scheint eine Verlagerung stattgefunden zu haben. Allerdings besteht die errechnete Verlagerung in der Hauptsache aus einer dorso-ventralen Verlagerung (0.51mm), die der z-Richtung entspricht und durch den angegebenen Meßfehler an der Marke 5 bedingt ist, der einen Positionsfehler der Marke von 0.1mm bewirkt, jedoch den fünffachen Fehler in der Lagebestimmung des Schalenmittelpunktes. (s. Abb. 21). Die anderen beiden Komponenten der Verlagerung liegen unterhalb der Meßgenauigkeit.



1.2.78

5.5.78

Abb. 21

n. Alfred

Zum Bild: Die Marken sind gut meßbar; Marke 4 und 5 liegen jedoch zu nahe beieinander (14.25mm). Die Zunahme der Kalzifikation ist deutlich zu erkennen.

Wertung: Im stereoröntgenologischen Ergebnis ist keine Verlagerung der Schalenprothese erkennbar.

8.3.3.1.2. Beispiel für eine verlagerte Schalenprothese

V. Dora, 61 J. (Abb.22) (re. Hüfte)

Klinisches Bild: Die Patientin trägt an beiden Hüftgelenken eine Schalenprothese (links seit 22.9.77, rechts seit 28.10.77); sie hatte keinerlei klinische Beschwerden an beiden Hüften; die passive Beweglichkeit der rechten Hüfte war leicht eingeschränkt:

Beug.-Streck.	70	0	0
Abd.-Add.	10	10	0
Auß.-In.rot.	10	0	5

Rö.: Die erste Aufnahme wurde in der Röntgenabteilung gemacht, die zweite mit dem "AOT". Deutlich sind hier die Unterschiede in der Größe und der Schärfe aufgrund verschiedener Belichtungsstärken und der Benutzung einer Bucky-Blende in der Röntgenabteilung; auch die Paßpunkte kommen links wesentlich kontrastreicher und schärfer heraus. Obwohl die Messung des rechten Bildes schwieriger und anstrengender gewesen ist, sind die Ergebnisse besser:

Kontrollparameter	1. Bildpaar	2.
Aufnahmeort	Rö.-Abt.	"AOT"
Raumlage	0.30	0.17
y-Korrektur	0.30	0.40
Kugelradiusdifferenz	-0.38	-0.31
z-Streuung	0.24	0.11

Die Patientin lag auf beiden Aufnahmen nicht still. Bei solchen Parameterwerten muß man mit einer größeren Fehlerbreite rechnen.

Dokumentationsbogen (Tab. 6)

Die Markenlage ist gut, die Abstände zwischen den Marken dürf-



18.11.77

26.5.78

Abb. 22 V. Dora (re)

ABSTAEDE	1.AUFNAHME	2.AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	32.32 MM	32.23 MM	-0.09 MM
P4-P6	29.63 MM	29.54 MM	-0.09 MM
P5-P6	20.42 MM	20.54 MM	0.13 MM
P4-M	44.47 MM	45.63 MM	1.17 MM
P5-M	31.52 MM	32.43 MM	0.91 MM
P6-M	50.34 MM	51.34 MM	1.01 MM

MINIMALE MARKENABSTAEDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.08 MM	0.07 MM	0.08 MM

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 2.49 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CAUDO-CRANIALER RICHTUNG UM	0.59 MM
MEDIO-LATERALER RICHTUNG UM	0.73 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	2.30 MM

Tab. 6

ten etwas größer sein; die minimalen Markenabstände sind tolerabel.

Die Verlagerung besteht hauptsächlich aus einer z-Änderung (2.3mm); selbst wenn man einen großen Teil dieses Wertes auf den häufigen z-Fehler der Aufnahmen schiebt - er ist nach den Kontrollparametern zu erwarten -, bleibt immer noch ein beachtlicher Wert übrig. Hinzu kommen die Verlagerungskomponenten in den anderen Richtungen, die ebenso wie die Differenzen der Marken-Mittelpunktsabstände deutlich über den Markenabstands-differenzen liegen.

Wertung: Die Verlagerung der Schale ist eindeutig festgestellt; sie ist aber mit Sicherheit nicht so groß wie die errechnete, da die Fehlerbreite hier relativ groß angesetzt werden muß.

Da bei der Patientin die klinische Symptomatik gegen eine Lockerung spricht, handelt es sich offensichtlich um eine Stellungsänderung der Schale im Laufe der Zeit ohne eine Lockerung. Es sollten zusätzlich Funktionsaufnahmen gemacht werden, da Lockerungen unter Umständen auch einmal ohne Schmerzen bestehen können. Bei Auftreten geringer Beschwerden sollten die Funktionsaufnahmen sofort wiederholt werden.

8.3.3.1.3. weitere Beispiele für eine verlagerte Schale

In weiteren sieben Fällen ergaben sich ähnliche Ergebnisse. Drei davon seien kurz angeführt.

D. Egon: Keine klinische Lockerungssymptomatik zum Zeitpunkt der Aufnahme. Die Marken sind gut rekonstruiert (Differenzen kleiner 0,10mm!). Die Verlagerung ist eindeutig bei 2,30mm errechneter Prothesenverlagerung. Acht Monate nach dieser Aufnahme bestand eine eindeutige Lockerungssymptomatik.

ABSTÄNDE	1.AUFNAHME	2.AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	35.43 MM	35.37 MM	-0.06 MM
P4-P6	132.09 MM	132.18 MM	0.10 MM
P5-P6	97.76 MM	97.80 MM	0.05 MM
P4-M	49.58 MM	48.40 MM	-1.18 MM
P5-M	58.94 MM	56.88 MM	-2.06 MM
P6-M	141.43 MM	139.21 MM	-2.22 MM

MINIMALE MARKENABSTÄNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.19 MM	0.25 MM	0.09 MM

DIE LOCKERUNG BETRÄGT 2.30 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CAUDO-CRANIALER RICHTUNG UM	2.16 MM
LATERO-MEDIALER RICHTUNG UM	0.70 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	0.38 MM

Tab. 7 Dokumentationsbogen von D. Egon

B. Gertrud: Außer Hüft-hinken keine wesentlichen Beschwerden. Die Markenabstandsdifferenzen und die minimalen Markenabstände weisen auch hier auf einen geringen Fehlereinfluß hin. Die errechnete Prothesenverlagerung ist wesentlich größer als die Auswertungenauigkeit. Die Verkürzung der Marken-Mittelpunktsabstände weist wie im vorigen Fall auf eine Aufstauchung der Schale auf den Schenkelhals hin. Neun Monate nach dieser Aufnahme ergaben Funktionsaufnahmen eine gelockerte Schale.

ABSTÄNDE	1.AUFNAHME	2.AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	39.80 MM	39.90 MM	0.10 MM
P4-P6	52.25 MM	52.34 MM	0.09 MM
P5-P6	29.29 MM	29.11 MM	-0.17 MM
P4-M	21.93 MM	21.20 MM	-0.73 MM
P5-M	51.21 MM	50.70 MM	-0.50 MM
P6-M	70.12 MM	69.40 MM	-0.72 MM

MINIMALE MARKENABSTÄNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.09 MM	0.11 MM	0.08 MM

DIE LOCKERUNG BETRÄGT 0.76 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM	0.63 MM
MEDIO-LATERALER RICHTUNG UM	0.30 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	0.30 MM

Tab. 8 Dok.-bogen von B. Gertrud

W. Hans: Der Patient hatte nur Beschwerden von seiten des kontralateralen Hüftgelenkes. Nach den markenabstands-differenzen und den min. markenabständen gelang die markenrekonstruktion optimal. Die errechnete Verlagerung von 1.39mm kann somit ohne Abstriche als tatsächlich vorhanden bewertet werden, zumal da die x-Komponente am größten ist.

ABSTÄNDE	1.AUFNAHME	2.AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	21.74 MM	21.77 MM	0.02 MM
P4-P6	39.01 MM	38.98 MM	-0.03 MM
P5-P6	21.39 MM	21.36 MM	-0.03 MM
P4-M	46.43 MM	46.34 MM	-0.09 MM
P5-M	36.99 MM	36.39 MM	-0.60 MM
P6-M	52.24 MM	51.28 MM	-0.96 MM

MINIMALE MARKENABSTÄNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG			
	P4	P5	P6
	0.02 MM	0.03 MM	0.03 MM

DIE LOCKERUNG BETRÄGT	1.39 MM
-----------------------	---------

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM	1.25 MM
LATERO-MEDIALER RICHTUNG UM	0.24 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	0.57 MM

Tab. 9 Dok.-bogen von W. Hans

8.3.3.2. Patienten mit einer Totalendoprothese

8.3.3.2.1. Beispiel für eine feste Totalendoprothese

H. Gerda, 69 J. (Abb. 23)

Klinik: Die Patientin hatte Schmerzen bei Bewegung und Belastung, klagte über Leistenschmerzen, Trochanerschmerz und Rückenschmerzen, die seit der Operation bestanden; sie gab 2 km als maximale Gehstrecke an, ging nur mit Gehstütze, zeigte Verkürzungs-, Entlastungs-, Insuffizienz- und Duchennehinken; die passive Beweglichkeit der Hüfte war gut.

Das klinische Bild wies auf Vorgänge in der Pfannenverankerung hin, was die Röntgenbilder bestätigten.

Die marken liegen fast in einer Gerade, was sehr ungünstig ist; sie liegen jedoch waagrecht im Strahlengang, so daß sie gut zu messen und zu rekonstruieren waren.

Kontrollparameter	1.	2.
Aufnahmeort	Rö.-Abt.	"AOT"
Raumlage	0.31	0.14
y-Korrektur	0.7	0.27
Kugelradiusdifferenz	-0.12	-0.1
z-Streuung	0.62	0.04

Bei der ersten Aufnahme bewegte sich die Patientin beträcht-



lich; man wird daher eine erhöhte Toleranzgrenze (Lockerungsschranke) ansetzen müssen.

Dokumentationsbogen

ABSTÄNDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	41.00 MM	40.74 MM	-0.27 MM
P4-P6	60.52 MM	60.25 MM	-0.27 MM
P5-P6	21.39 MM	21.36 MM	-0.03 MM
P4-M	65.32 MM	65.44 MM	0.12 MM
P5-M	83.21 MM	83.26 MM	0.05 MM
P6-M	99.43 MM	99.48 MM	0.05 MM

MINIMALE MARKENABSTÄNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.18 MM	0.09 MM	0.10 MM

DIE LOCKERUNG BETRÄGT 0.32 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

Tab. 10	CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM	0.12 MM
	MEDIO-LATERALER RICHTUNG UM	0.11 MM
	VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	0.27 MM

P4-P6 ist fast gleich der Summe von P4-P5 und P5-P6, d.h. die drei Marken liegen annähernd auf einer Geraden, was den optischen Eindruck vom Röntgenbild her bestätigt, aus dem eine mögliche Versetzung der Marken in sagittaler Richtung ja nicht hervorgeht.

P4 ist nach distal verlagert worden (Diff. P4-P5 und P4-P6 = -0.27 mm), wodurch auch das gesamte Markendreieck sich etwas nach caudal, d.h. weg vom Prothesenkopf verlagerte; die Abstände zum Mittelpunkt sind dementsprechend vergrößert.

Die min. Markenabstände bestätigen den Sachverhalt: P4 wird bei der Optimierung 0.18 mm nach caudal, P6 0.10 mm nach cranial verschoben; die Summe entspricht annähernd der P4-Verlagerung von 0.27 mm.

Auf die fehlerbedingte Verlagerung der Marke 4 nach distal und der daraus resultierenden Verschiebung des Dreieck-Schwerpunktes in diese Richtung muß die Verlagerung des Prothesenmittelpunktes um 0.12 mm nach cranial zurückgeführt werden.

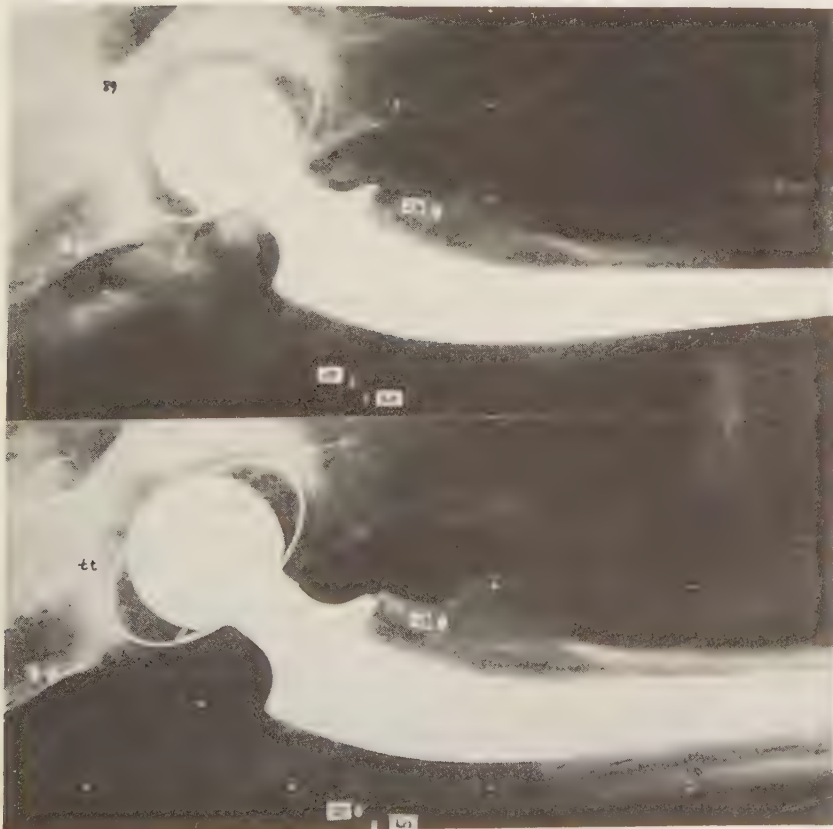
Die Verlagerung in ventro-dorsaler Richtung geht auf den erhöhten Fehlereinfluß in z-Richtung aufgrund der ungünstigen

markenlage sowie der Bewegungen der Patientin zwischen den Einzelaufnahmen der ersten Stereoaufnahme zurück.

Wertung: stereoröntgenologisch ergibt sich keine Verlagerung des Prothesenschaftes.



n. b. 24



7.7.78

A. N. K. 13.13.13

5.2.77

8.3.3.2.2. Beispiel für die Verlagerung einer Totalendoprothese

K. Nikolaus, 62 J. (Abb. 24)

Klinik: Der Patient leidet an PcP. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung litt er unter heftigen beidseitigen Knieschmerzen, die ihn gehunfähig machten. Eine gezielte, auf das operierte Hüftgelenk bezogene Befunderhebung war nicht möglich.

Rö.: Es sind periartikuläre Verkalkungen und Resorptionszeichen am Adambogen zu erkennen.

Die Marken sind gut zu messen. Die Marken 4 und 5 liegen jedoch viel zu nahe beieinander; das ist eine völlig unnötige Vergrößerung der Fehlerwahrscheinlichkeit. Gut ist, daß die Marke 6 am medialen Femurrand eingebracht ist.

Kontrollparameter	1.	2.
Aufnahmeort	Rö.-Abt.	"AOT"
Raumlage	0.33	0.11
y-Korrektur	0.20	-0.60
Kugelradiusdifferenz	-0.05	-0.22
z-Streuung	0.05	0.08

Hier waren die Patientenbewegungen bei der Aufnahme mit dem "AOT" größer. (vor allem 0.22 mm Radiusdifferenz)

Dokumentationsbogen

ABSTAEENDE	1.AUFNAHME	2.AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	4.88 MM	4.93 MM	0.05 MM
P4-P6	43.48 MM	43.27 MM	-0.21 MM
P5-P6	45.68 MM	45.36 MM	-0.31 MM
P4-M	63.14 MM	65.49 MM	2.35 MM
P5-M	67.90 MM	70.28 MM	2.38 MM
P6-M	50.71 MM	53.98 MM	3.26 MM

MINIMALE MARKENABSTAEENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.07 MM	0.15 MM	0.18 MM

DIE LOCKERUNG BETRÄGT 3.96 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM	2.68 MM
LATERO-MEDIALER RICHTUNG UM	0.80 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	2.81 MM

Die Marke 6 ist nach lateral verlagert; ob das durch die Umbauvorgänge am Adambogen oder durch einen Meßfehler zustande gekommen ist, ist nicht zu sagen.

Die Summe der minimalen Markenabstände von 0.15 mm (P5) und 0.18 mm (P6), nämlich 0.33 mm, entspricht in etwa der Differenz der Abstände zwischen P5 und P6 (-0.31mm), um die sich P6 nach lateral verschoben hat. Aufgrund des Fehlers in der Markenbestimmung und wegen der ungünstigen Markenlage müssen von der errechneten Verlagerung Abstriche gemacht werden.

Die Prothesenverlagerung liegt hier aber mit knapp 4 mm in einer ganz anderen Größenordnung als die Markenfehler. Auf jeden Fall sind die Abstandsdifferenzen P4-m und P5-m mit 2.35 mm bzw. 2.38 mm stark zu bewerten. Es handelt sich ganz eindeutig um ein Abkippen im Varussinne, die den Prothesenkopf vom Femur aus gesehen nach caudal und medial verlagert.

Wertung: Funktionsaufnahmen sind dringend angezeigt.

8.3.4. Funktionsaufnahmen

Beispiel für eine gelockerte Schale

J. Margarete, 46 J. (Abb. 25)

Die Patientin wurde am 28.10.76 operiert, gehörte also nicht zu den im Rahmen der Nachuntersuchung einbestellten Patientenkollektiv; die Patientin war nachträglich "markiert" worden.

Klinisches Bild: Die Patientin klagte über starken Belastungs-, Leisten- und Trochanterdruckschmerz; die Beschwerden hatten Ende 77, also ungefähr ein Jahr nach der Operation, eingesetzt. Sie war nur mit Gehstützen gehfähig und wies Verkürzungs-, Entlastungs- und Insuffizienzhinken auf; der Trendelenburgtest war positiv. Es bestand eine Beugekontraktur von 15°.

Rö.: Es sind fragliche Lockerungszeichen zu erkennen, und zwar könnte man eine Stellungsänderung von Pfanne und Schale annehmen, was aber auch durch die verschiedenen Stellungen vorge-täuscht sein könnte.

Denkbar ungünstig liegen auch hier die Marken zueinander: sie



Abb. 25



J. Margarete

Abb. 26

Abb. 27

Abb. 28

bilden ein sehr stumpfwinkliges Dreieck. Das liegt zwar daran, daß man bei der nachträglichen Markierung in Lokalanästhesie ein möglichst kleines Gebiet in Mitleidenschaft ziehen will und daher die Marken auf engem Raum einbringt; aber man sollte auch für diese Art der Markierung einen Modus entwickeln, der zu einer sinnvollen Markierung führt, damit Patienten mit dieser Methode untersucht werden können, die nicht während der Operation markiert worden sind.

Die Marken selber waren gut zu messen; sie konnten auch gut rekonstruiert werden.

Kontrollparameter	1.	2.
Aufnahmeort	"AOT"	"AOT"
Raumlage	0.13	0.14
y-Korrektur	-0.10	0.30
Kugelradiusdifferenz	-0.06	-0.01
z-Streuung	0.05	0.01

Die Werte sind gut, zumal wenn man in Betracht zieht, daß das Ruhighalten bei Funktionsaufnahmen nicht einfach ist.

Dokumentationsbogen

ABSTÄNDE	1.AUFNAHME	2.AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	7.22 MM	7.17 MM	-0.06 MM
P4-P6	34.22 MM	34.31 MM	0.10 MM
P5-P6	28.04 MM	27.97 MM	-0.08 MM
P4-M	68.31 MM	68.46 MM	0.15 MM
P5-M	73.01 MM	73.38 MM	0.36 MM
P6-M	94.63 MM	94.69 MM	0.06 MM

MINIMALE MARKENABSTÄNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.20 MM	0.24 MM	0.05 MM

DIE LOCKERUNG BETRÄGT 4.63 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

Tab. 12	CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM	0.42 MM
	LATERO-MEDIALER RICHTUNG UM	2.86 MM
	DORSO-VENTRALER RICHTUNG UM	3.63 MM

Der größte Abstand (P6-M) ist mit 94.63 mm fast zwölfmal so groß wie der kleinste (P4-P5) mit 7.22 mm!

Die Summe von P4-P5 und P5-P6 ist kaum größer (35.14 mm) als P4-P6 (34.31 mm); damit wird bestätigt, was aufgrund der Röntgenbilder zu vermuten war, daß nämlich die Marken fast auf einer Geraden liegen.

Abb. 26 zeigt das Dreieck P4P5P6 in vierfacher Vergrößerung, wobei die Abstände P4-P4', P5-P5' und P6-P6' übertrieben dargestellt sind, da sie sonst nicht zu erkennen wären; die Dreiecksform stimmt aber. Die Marke 5 hat von der Gerade P4P6 einen Abstand von 3.37 mm, der Mittelpunkt dagegen 50.90 mm, d.h. 15.10 mal so viel. Was das im Hinblick auf die Fehlerverstärkung bedeutet, ist auf Seite 17 ausgeführt.

Zu alldem liegen die Marken insgesamt zu weit distal, so daß die bei der Abd. - Add.-Bewegung am ehesten zu erwartende Schalenverlagerung, und zwar die Bewegung in medio-lateraler Richtung, in bezug zu den einzelnen Marken kaum in Erscheinung tritt, da sie sich annähernd auf einem Kreis um die Marken vollzieht. Am deutlichsten wird bei dieser Markenlage eine Bewegung in cranio-caudaler Richtung erfaßt. Die Differenzen der Abstände zwischen den Marken und dem Schalenmittelpunkt (0.15, 0.36, 0.06 mm) bestätigen das, wenn man sie mit der errechneten Lockerung von 4.63 mm vergleicht.

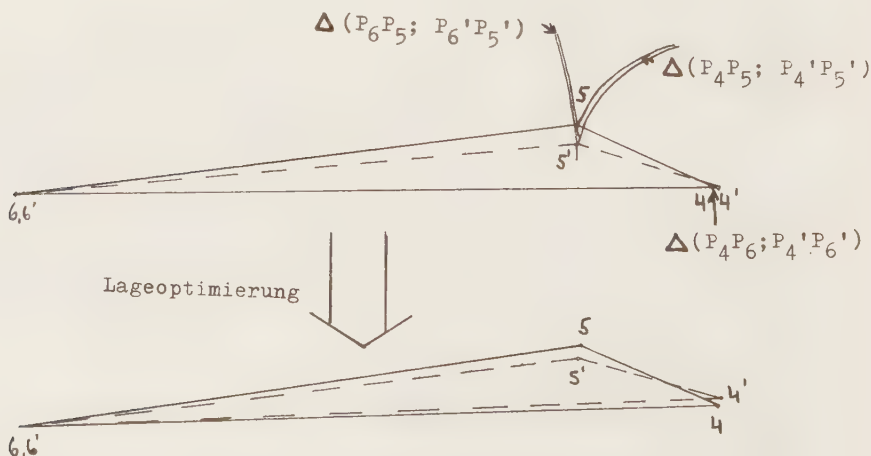


Abb. 26 Das Markendreieck von J.M.

Wie aus relativ kleinen Differenzen der Markenabstände (-0.06 , 0.10 , -0.08 mm) wesentlich größere min. Markenabstände nach Lageoptimierung resultieren können, soll Abb. 26 demonstrieren. Die entscheidende Rolle spielt hierbei, daß eine Differenz positiv und zwei negativ sind. Offensichtlich ist die errechnete Lageveränderung von Marke 5 am größten.

Das bestätigt auch ein Blick auf die Differenzen der Abstände zwischen den Marken und dem Schalenmittelpunkt: es ist nicht vorstellbar, wie sich die Differenzen bei P4-M und P5-M um 0.21 mm unterscheiden können, wenn P4 und P5 nur sieben millimeter voneinander entfernt sind. P5 hat sich demnach in der durch P4, P5 und M definierten Ebene um etwa 0.2 mm verschoben. Ein Blick auf das Röntgenbild legt den Verdacht nahe, daß die Marke 5 nicht fest im Knochen verankert ist und sich bei der Stellungsänderung etwas verschoben hat.

Das ist zwar nur eine Vermutung, aber es soll doch durchgerechnet werden, was daraus folgte. Eine Verschiebung dieser Marke um 0.3 mm in senkrechter Richtung zur Dreiecksebene hätte aufgrund der Markenlage eine Verlagerung des Schalenmittelpunktes um etwa (15.10×0.3 mm) 4.6 mm in der Sagittalebene zur Folge, die der yz-Ebene entspricht. Die errechnete Mittelpunktsverlagerung in dieser Ebene beträgt 4.62 mm. So sehr die 2.68 mm in der y-Richtung und die 3.63 mm in der z-Richtung ins Auge springen, am aussagekräftigsten und am wenigsten anzufechten ist die Verlagerung um 0.42 mm in der cranio-caudalen Richtung. In dieser Richtung ist das Markendreieck am wenigsten verzerrt, was der minimale Markenabstand von 0.05 mm bei P6 eindeutig zeigt (vergleiche wieder Abb. 26)

Mit hoher Wahrscheinlichkeit hat sich der Schalenmittelpunkt auch in den beiden anderen Richtungen beträchtlich verlagert; nur läßt sich das so schwer aus den Differenzen der Abstände der Marken zum Mittelpunkt belegen, weil diese Richtungen, wie oben erwähnt, fast auf einem Kreis um die Marken liegen.

Aus diesem Fall geht ganz deutlich hervor, wie wichtig und entscheidend es für den Erfolg mit dieser Methode ist, daß die Marken

- a) optimal zueinander und zum Prothesenmittelpunkt gelagert sein müssen

- b) sicher im Knochen verankert sein müssen
(auch bei der stereoskopen Betrachtung der Röntgen-
bilder läßt es sich nicht mit Sicherheit feststellen,
ob eine Marke im oder knapp neben dem Knochen liegt)

In kurzem Zeitabstand wurde von der Patientin eine weitere
Funktionsaufnahme gemacht. Tab. 13 zeigt die Ergebnisse.

ABSTAEUNDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	4.44 MM	4.44 MM	
P4-P6	3.57 MM	3.42 MM	
P5-P6	5.23 MM	5.23 MM	
P4-M	27.75 MM	27.75 MM	
P5-M	26.14 MM	26.14 MM	
P6-M	21.26 MM	21.26 MM	
MINIMALE MM	0.17 MM	0.24 MM	0.41 MM
DIE LOCKERUNG BETRÄGT	5.79		
DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERGABTE			
CAUDAL (NACH HINTER) 3.67 MM			
MEDIO-LATERAL (NACH AUSSEN) 4.47 MM			
DORSO-VENTRAL (NACH OBEN) 4.47 MM			

Hier ist die Marke⁵ offensichtlich verlagert. Ganz deutlich
verlagerte sich hier der Prothesenmittelpunkt in Richtung
auf die Marken zu, d.h. nach caudal; die in dieser Richtung
berechneten 3.67 mm Verlagerung können nicht durch irgend-
welche Fehlerverstärkung zustandekommen. Dagegen wird das
bei den 4.47 mm in dorso-ventraler Richtung sehr wahrschein-
lich eine große Rolle spielen. Die Schalenlockerung ist hier
eindeutig zu erkennen.

Wertung: Trotz ungünstiger Umstände steht eine Lockerung der
Schale aus stereoröntgenologischer Sicht außer Zweifel.
Die Patientin wurde am 17.11.78 reoperiert. Laut Operations-
bericht war die Pfanne "völlig locker", die Schale ebenfalls
gelockert, und der Femurkopf darunter "fast resorbiert"; der
Patientin wurde daher eine Totalendoprothese eingesetzt.



26.10.77

... xxi

7.7.78

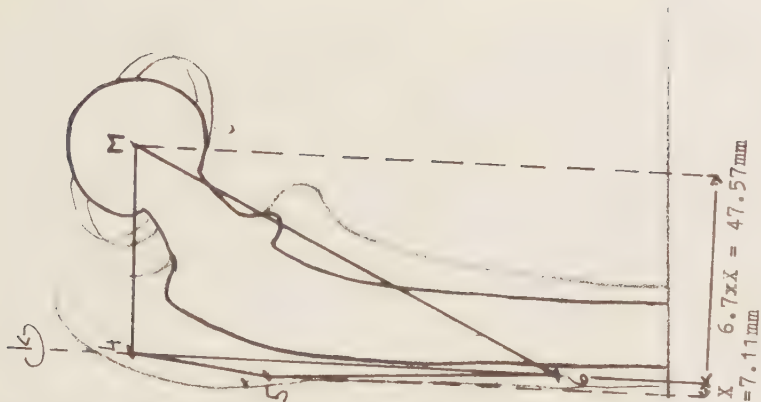


Abb. 27

.3.5. Diskussion weiterer Besonderheiten

.3.5.1. Ungünstige Markenlage bei einer TEP

Beispiel: M. Anni, 73 Jahre (Abb. 27)

Die Problematik dieses Falls schließt an die des vorhergehenden an, und zwar handelt es sich um eine bei Totalendoprothesen häufig vorkommende, aber so nicht notwendige Markenkongruenz: lineare Verteilung am lateralen Femurrand, wobei der große Absolutabstand zwischen den Marken nichts verbessert.

Beeinträchtigend kommt bei diesem Fall hinzu, daß hier noch nicht die genormten Markenzylinder verwendet wurden, sondern beliebig abgezwickte Drahtstücke, die schlecht zu messen und zu rekonstruieren sind.

Außerdem liegen die Marken 5 und 6 am Übergang von Knochen zu Zement, an dem sich Vorgänge abspielen können, die zur Verlagerung der Marken führen.

Klinisch bot die Patientin außer einem positiven Trendelenburg-Test keine Auffälligkeiten.

Auf dem Röntgenbild zeigen sich jedoch Lockerungs- und Resorptionszeichen an Pfanne und Schaft.

Kontrollparameter	1.	2.
Aufnahmeort	Rö.-Abt.	"AUT"
Raumlage	0.33	0.14
y-Korrektur	0.78	0.16
Kugelradiusdifferenz	0.21	0.20
z-Streuung	0.50	0.01

Die erste Aufnahme ist erheblich "verwackelt": y-Korrektur und z-Streuung weisen auf größere Patientenbewegungen hin.

Dokumentationsbogen:

TESTPAAR	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	32.92 MM	33.01 MM	0.09 MM
P4-P6	99.93 MM	100.18 MM	0.24 MM
P5-P6	68.46 MM	68.31 MM	-0.15 MM
P4-P7	47.68 MM	47.57 MM	-0.11 MM
P5-P7	60.77 MM	60.72 MM	-0.05 MM
P6-P7	110.98 MM	111.14 MM	0.15 MM

MINIMALE MARKENABSTÄNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.42 MM	0.58 MM	0.20 MM

DIE LOCKERUNG BETRÄGT 2.51 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CAUDO-CRANIALER RICHTUNG UM	0.14 MM
LATERO-MEDIALER RICHTUNG UM	0.33 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	2.49 MM

Tab. 14

Die teils positiven, teils negativen markenabstandsdifferenzen weisen daraufhin, daß die beiden errechneten markendreiecke erheblich voneinander abweichen, was die min. markenabstände bestätigen. Diese Differenz der Dreiecke kann durch tatsächliche Markenverlagerung zustande gekommen sein, durch Patientenbewegung zwischen den Einzelaufnahmen - wofür die Kontrollparameter sprechen -, durch den Kassettenfehler oder/und durch einen Meßfehler, der bei nicht zylinderförmigen marken wahrscheinlich ist.

Mit großer Wahrscheinlichkeit wirkt sich die Markenverlagerung neben der offenkundigen Dreiecksverformung auch in einer Dreiecksverdrehung um die in der Abbildungsskizze (Abb. 27) eingezeichneten Achse aus. Das bedeutet bei der gegebenen räumlichen Lage eine starke Verlagerung des Prothesenmittelpunktes in der z-Richtung und eine schwache Verlagerung desselben in der y-Richtung.

Um die errechneten 2.49 mm Verlagerung in ventro-dorsaler Richtung zu bewirken, müßte sich die marke 5 nur um 38.2 mm in dorso-ventraler Richtung verlagern, was bei einem min. Markenabstand von 0.58 mm (P5) nicht unwahrscheinlich ist. Diese Verlagerungskomponente kann auch hier nicht voll bewertet werden.

Ebenso ist die Verlagerungskomponente in latero-medialer Richtung um 0.33 mm mit einem Fehler behaftet. Verlagerungen in dieser Richtung müßten sich in dem Abstand zwischen der Marke 4 und dem Prothesenmittelpunkt niederschlagen. Der Abstand müßte um mindestens 0.3 mm größer werden. Selbst wenn man einen Vorzeichenfehler annimmt, sind 0.11 mm Abstandsdifferenz (P4-M) bei 0.33 mm Mittelpunktsverlagerung in dieser Richtung und bei der vorliegenden räumlichen Lage zu wenig; daran muß eine Drehung des Markendreieckes und eine Verlagerung dessen Schwerpunktes beteiligt sein.

Voll bewertet werden kann nur die angegebene Verlagerung in caudo-cranialer Richtung; diese liegt jedoch weit unterhalb der Auswertegenauigkeit.

Wertung: Von einer Verlagerung des Schaftes kann nicht eindeutig gesprochen werden.

8.3.5.2. Verlagerung einer Marke im Knochen

Beispiel: H. Otto, 58 J. (Abb. 28)

Der Patient war gehunfähig wegen starker Schmerzen, Belastungs-, Bewegungs- und auch Dauerschmerzen sowie Knie-schmerzen; die passive Beweglichkeit war eingeschränkt.

Die stereoröntgenologischen Aufnahmen konnten jedoch nicht ausgewertet werden, da sich die Marke 6 (Pfeil) stark verlagert hatte, da sie in der Reaktionszone zwischen Knochen und Zement liegt. Die Stellungsänderung der Marke weist auf ein Absinken des Zementes hin, bei dem die mediale Markenspitze mitgenommen wurde. Wegen dieser Erscheinung, dem klinischen Befund und den Resorptionszeichen am Adambogen ist eine Schaftlockerung wahrscheinlich.

8.3.5.3. Verlagerung einer Marke außerhalb des Knochens

8.3.5.3.1. Beispiel: Z. Elisabeth, 72 J. (Abb. 29)

Die Patientin war beschwerdefrei. Da die Marken 4 und 5, die in der a-p-Projektion nahe nebeneinanderliegen, anterior (4)

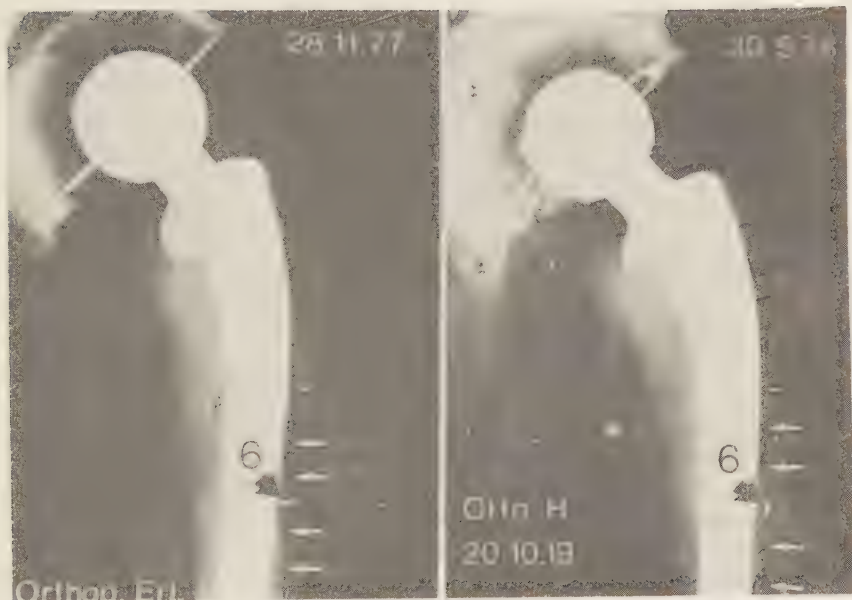


Abb. 28



14.12.77

Abb. 29

Z. Elisabeth

7.7.78

bzw. posterior (5) eingebracht sind, wie sich aus dem starken Auseinanderweichen in den verschiedenen Stereoperspektiven ersehen läßt, ist die Lage der marken zueinander gut. Die kontrollparameter sind ebenfalls gut.

Dokumentationsbogen:

Tab. 15

ABSTAND	PROTHESENMITTELPUNKT	MARKENMITTELPUNKT	MARKENMITTELPUNKT
P4-M	1.0	1.0	1.0
P4-P6	1.0	1.0	1.0
P5-M	1.0	1.0	1.0
P5-P6	1.0	1.0	1.0
P6-M	1.0	1.0	1.0

Marke 5 hat sich der marke 6 und dem Kopfmittelpunkt M um über einen Millimeter genähert; denn hätten sich P6 und M dementsprechend nach lateral verlagert, dann hätte sich auch die Entfernung zu P4 verringern müssen. Da sich die marke 5 bei der Bewegung nach medial nahezu auf einem Kreis um Marke 4 bewegte, veränderte sich die Entfernung zu dieser marke praktisch nicht (-0.05 mm). Da bei den sonst guten Parametern ein Auswertefehler in dieser Größenordnung ausgeschlossen ist, muß die marke 5 tatsächlich nach medial gewandert sein, d.h. sie liegt neben dem Knochen.

Wertung: Aus den übrigen Daten läßt sich mit hoher Wahrscheinlichkeit schließen, daß der Schaft fest sitzt, obwohl natürlich durch den Verlust der einen marke die Aussagemöglichkeit eingeschränkt ist.

8.3.5.3.2. Beispiel: B. Maria, 56 J. (Tab. 16)

Noch drastischer zeigen die folgenden Werte in Tab. 16 die Verlagerung einer marke (Marke 4) an: Die Marke 4 entfernte sich vom Prothesenmittelpunkt um über 7 mm, während sich die beiden anderen marken-mittelpunktsabstände kaum veränderten. Die angegebene Lockerung geht fast ausschließlich auf die Verlagerung der marke 4 zurück.

ABSTÄNDE	1.AUFNAHME	2.AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	47.88 MM	51.29 MM	3.41 MM
P4-P6	35.00 MM	82.30 MM	-2.70 MM
P5-P6	66.35 MM	66.19 MM	-0.16 MM
P4-M	58.84 MM	65.98 MM	7.14 MM
P5-M	51.14 MM	51.45 MM	0.31 MM
P6-M	116.75 MM	116.91 MM	0.16 MM

MINIMALE MARKENABSTÄNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P5	P6
2.19 MM	1.81 MM

Tab. 16 DIE LOCKERUNG BETRÄGT 5.99 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CAUDO-CRANIALER RICHTUNG UM	0.18 MM
LATERO-MEDIALER RICHTUNG UM	5.43 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	2.52 MM

Außer in diesen beiden Fällen waren noch in weiteren neun Fällen aller Wahrscheinlichkeit Marken nicht fest im Knochen verankert. Da die Aussagefähigkeit dadurch gemindert wird, so daß in dieser Arbeit darauf verzichtet wurde, diese Fälle in die effektiven Ergebnisse aufzunehmen, da sich zudem eine lockere Marke nicht immer mit solcher Eindeutigkeit aus den ermittelten Daten ersehen läßt, muß dringend gefordert werden, daß die Marken mit großer Sorgfalt in den Knochen versenkt werden.

8.4. Zusammenfassung der Ergebnisse

Viele Einzelergebnisse sind mit einem Unsicherheitsfaktor belastet; jedoch konnten in allen diesen Fällen Ursachen dafür angegeben werden, worin der Sinn der vorliegenden Dissertationarbeit bestand. Es konnte gezeigt werden, daß die auftretenden Vieldeutigkeiten sich gezielt vermeiden lassen.

Das im Rahmen dieser Arbeit nachuntersuchte Patientenkollektiv war das erste, das mit dieser neuen Methode untersucht wurde. Dementsprechend wurden Faktoren nicht von vorneherein berücksichtigt, die sich erst bei der Auswertung als entscheidend für eine Lokalisationsdiagnostik in dem angestrebten Genauigkeitsbereich von 0.2 bis 0.3 mm herausstellten. Genannt seien:

- nicht plane Einzelbildkassetten
- zu kleine Röntgenröhrenverschiebung (Basisverhältnis)
- zu große Bewegungen der Patienten während der Röhrenverschiebung

Hinzu kommt noch der Meßfehler, der zwar im Mittel bei 0.08 mm liegt und nicht von subjektiven Gegebenheiten des Auswerterers abhängt, der jedoch durch ungünstige Markenkonstellationen ebenso zu einem nennenswerten und die Aussage einschränkenden Fehler werden kann wie nicht fest im Knochen verankerte Marken. Die Markierung läßt sich aber einfach verbessern, wenn der Operateur weiß, wie die Marken günstig einzubringen sind.

Notwendig für das Verfahren ist ferner eine definierte Form und Größe der Marken. Wegen der einfachen Herstellung und der gegenüber Kügelchen einfacheren Handhabung eignen sich besonders Zylinder mit definierten Maßen, z.B. 3 mm Länge und 1.5 mm Durchmesser, wie die hier verwendeten.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde das Stereoröntgen erstmals routinemäßig an einem größeren Patientenkollektiv eingesetzt. Die aus den praktischen Erfahrungen sich ableitenden und inzwischen berücksichtigten Forderungen an ein reibungsloses und standardisiertes Funktionieren der Methode im klinischen Alltag seien in folgenden Merksätzen angegeben:

- 1) Die Marken sollten quer zum a.-p.-Strahlengang in den Knochen eingebracht werden, so daß sie auf dem Röntgenbild möglichst lang erscheinen (s.S. 19 ; S.61).
- 2) Die drei Marken im Hüft-, bzw. Oberschenkelknochen sollten annähernd ein gleichseitiges Dreieck bilden und möglichst weit auseinander liegen.(s.S. 17)
- 3) Die Marken dürfen nicht zu weit vom Gelenk entfernt liegen, damit sie auf beiden Stereobildern vollzählig abgebildet sind; die proximalste und die distalste Marke sollten nicht mehr als 20 cm voneinander entfernt sein (s.S. 17 f.)
- 4) Der kürzeste Abstand zwischen zwei Marken sollte nicht wesentlich kleiner sein als die Hälfte des größten Abstandes zwischen einer Marke und dem Prothesenmittelpunkt (s.S. 17).
- 5) Das Intervall zwischen den beiden Stereoeinzelaufnahmen muß möglichst kurz sein, höchstens fünf bis sechs Sekunden (s.S. 28 f.)
- 6) Eine Fixierungsvorrichtung des betreffenden Beines und des Beckens sollte für eine stabile Lagerung des Patienten sorgen, wodurch Bewegungen zwischen den beiden Einzelaufnahmen auf ein Minimum reduziert werden; das ist vor allem bei Aufnahmen in verschiedenen Funktionsstellungen notwendig (s.S. 52)

Einen Fehler bis 0.2 mm verursachen Bewegungen bis zu 1 mm in x-Richtung, bis zu 10 mm in z-Richtung oder bis zu 10 mm in y-Richtung, wobei Bewegungen in der letztgenannten Richtung am einfachsten nachträglich ausgeglichen werden können (s.S. 62 f.)

- 7) Zur Feststellung von Prothesenlockerungen sind Funktionsaufnahmen anzufertigen, wobei die günstigsten Stellungen des Hüftgelenkes noch zu ermitteln wären (s.S. 31 f.).
- 8) Verlaufsbeobachtungen gestatten lediglich Aussagen über eine Verlagerung des Implantats ohne nähere zeitliche Präzisierung.
- 9) Das Basisverhältnis, d.h. das Verhältnis zwischen Röntgenröhrenverschiebung und Fokus-Film-Abstand sollte zwischen

1:5 und 1:3 liegen (s.S. 26 f.).

- 10) Die verwendete Filmkassette muß eine plane Lage des Röntgenbildes bei der Aufnahme garantieren; der Fehler der Filmkassette muß kleiner als 0.2 mm sein (s.S. 53 f.).
- 11) Das verwendete Faßpunktsystem muß mehr als 12 Punkte besitzen und darf höchstens einen Fehler von 0.1 mm in der Lage der eingearbeiteten Kugeln sowie 1 mm im Abstand der beiden Faßpunktplatten aufweisen (s.S. 25).
- 12) Die messung sollte monoskopisch mit einer 20- bis 25-fachen Lupenvergrößerung und mit einer Meßapparatur durchgeführt werden, die eine einwandfrei gängige Feineinstellung ohne Gewindenspielraum besitzt und mit einer Genauigkeit von 0.01 mm arbeitet (s.S. 56 f.).
- 13) An der Markenkontur müssen je 30 Punkte, an der Kontur der Schaftköpfe, Schalen und Pfannenmarkierungsringe je 30 bis 40 Punkte angemessen werden.
- 14) Die Röntgenbilder müssen absolut verrutschsicher an der Auflageplatte des Meßapparates befestigt werden.
- 15) Zusammen mit dem Ergebnis müssen geeignete Kontrollparameter erstellt und ausgedruckt werden, die auf eventuelle Fehler hinweisen und bei der Interpretation des stereoröntgenologischen Befundes einen Schluß auf die Präzision des Ergebnisses ermöglichen (s.S. 27; 61 ff.).

8.5. Anmerkung

Während die Methode für die Patienten und das medizinisch-technische Personal denkbar unproblematisch und einfach durchzuführen ist, scheint im Augenblick der Aufwand für die Ausmessung - pro Stereobildpaar eine gute Stunde - und die Auswertung - Programmablauf unter Beobachtung auf dem Monitor - zu groß zu sein, als daß sich die Methode allgemein (auch alio loco) durchsetzen könnte. Aus diesem Grunde soll die Ausmessung in Zukunft durch einen Photoscanner automatisch erfolgen, so daß außer dem Einlegen des Röntgenbildes in die Meßapparatur keine personelle Tätigkeit notwendig

sein wird. Durch dieses Vorgehen würde das Verfahren auch für andere Kliniken attraktiv werden.

Soweit die betreffenden Kliniken nicht selbst eine Datenverarbeitungsanlage besitzen, könnten sie die Daten problemlos von einem dienstleistungsmäßig arbeitenden Datenverarbeitungsbetrieb auswerten lassen. Die an der Stereophotogrammetrischen Forschungsabteilung der Orthopädischen Universitätsklinik in Erlangen erstellten Rechenprogramme könnten dann von den interessierten Kliniken kopiert werden und ohne personelle Beanspruchung die anfallenden Röntgenbilder vollautomatisch auswerten.

9. Zusammenfassung

Anhand einer Verlaufsbeobachtung von 40 Patienten mit 41 Hüftprothesen und weiteren 8 Patienten, von denen Funktionsaufnahmen angefertigt wurden, wurde die Methode zur Lokalisationsdiagnostik von Schalen- und Totalendoprothesen mittels photogrammetrischer Auswertung stereoskopischer Röntgenbilder im klinischen Ablauf getestet.

Der Stereophotogrammetrischen Forschungsabteilung der Orthopädischen Universitätsklinik in Erlangen wurde erstes klinisches Datenmaterial zur praktischen Erprobung, Ausarbeitung und Verallgemeinerung der nötigen Rechenprogramme geliefert.

Daraus wurden Kriterien abgeleitet, die die Voraussetzung für den routinemäßigen Einsatz dieser Methodik in der klinischen Praxis gestatten.

Anhand kasuistischer Beobachtungen wird die methodische Leistungsbreite der stereoradiologischen Lockerungsdiagnostik von Hüftprothesen ausführlich dargestellt; aus diesen Einzelbeispielen werden die Voraussetzungen abgeleitet, die eine Homogenisierung des Patientenkollektivs gestatten.

Die in dieser Arbeit gewonnenen praktischen Ergebnisse stellen somit die Grundlage für statistisch angelegte weiterführende Untersuchungen mit der stereoradiologischen Untersuchungsmethode dar.

Literatur

- (1) Arbes, H., Bösch, P., Komplikationen bei der Hüfttotal-
Kristen, H., Zwey-
müller, K. Orthop. Praxis 6/XII 553 (1976)
- (2) Arcq, M. Operationstechnische Probleme bei
der Hüftprothesenauswechslung
Orthop. Praxis 1/XIII 7 (1977)
- (3) Biehl, G., Harms, J. Zum Problem der gelockerten und
infizierten Totalendoprothese
Orthop. Praxis 6/XII 603 (1976)
- (4) Brinkmann, K.E., klinische, röntgenologische und
Heilmann, K. feingewebliche Untersuchungen an
ausgelockerten Hüftgelenksprothesen
Orthop. Praxis 6/XII 618 (1976)
- (5) Dreyer, J., Georgi, P. Der Aussagewert der Szintigraphie
Prévôt, H. bei Verdacht auf Endoprothesen-
lockerung
Orthop. Praxis 1/XIII 45 (1977)
- (6) Grünert, A., Experimentelle Untersuchungen zum
Ritter, G. Problem der Verankerung von Hüft-
endoprothesen
Arch. orthop. Unfall-Chir. 77
149 (1973)
- (7) Hackenbroch, M., Unsere Ergebnisse mit der Totalpro-
Bruns, H., Holbe, R., these des Hüftgelenks 3 bis 6 Jah-
Lechleuthner, H. re postoperativ
Orthop. Praxis 6/XII 586 (1976)
Weitere Erfahrungen mit den TEP
des Hüftgelenks
Arch. orthop. Unfall-Chir. 84
149 (1976)

- (8) Häckel, H., König, B., Mostbeck, A., Pflüger, W. Zur Wertigkeit der Knochenszintigraphie bei Kunstgelenklockerungen
Z. Orthop. 116 727 (1978)
- (9) Herp, A., Leidel, W., Probst, K.J. Automatisierte Röntgenbildanalyse mittels eines Computers
Biomedizinische Technik 24 172 (1979)
Ergänzungsband
- (10) Jäger, M., Ungethüm, M. Korrelation klinischer und technischer Aspekte zur Frage der Endoprothesenlockerung
Orthop. Praxis 6/XII 578 (1976)
- (11) Keyl, W., Hepp, W.R. Informationswert der Hüftarthrographie bei Verdacht auf Prothesenlockerung
Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 330 (1973)
- (12) Leidel, W., Herp, A., Probst, K.J. Rekonstruktion dreidimensionaler Objekte aus zwei konventionellen Röntgenbildern
Biomedizinische Technik 24 172 (1979)
Ergänzungsband
- (13) Leidel, W., Herp, A., Probst, K.J. Mathematische Grundlagen einer computergestützten Methode zur Erfassung von Endoprothesenlockerungen
in: Jeschinski, H.J., Weidtmann, V.: Modelle in der Medizin - Theorie und Praxis; im Druck
- (14) Ohl, E., Cmelik, M., Schmid, H. Erfahrungen mit der Hüftendoprothese nach 3-jähriger Beobachtungszeit
Orthop. Praxis 6/XII 590 (1976)
- (15) Probst, K.J., Baacke, M. Röntgenstereographie in der Orthopädie
Orthopädie 5 195 (1976)

- (16) Probst, K.J.,
Hohmann, D. Eine biometrische Methode zur
Frühdiagnose der Lockerung von
Totalendoprothesen des Hüftgelenkes
Orthop. Praxis 7/XIII 482 (1977)
- (17) Probst, K.J.,
Herp, A., Leidel, W. Photogrammetrische Lokalisationsdia-
gnostik von Schalenendoprothesen
des Hüftgelenkes
Orthop. Praxis 9/XIV 664 (1978)
- (18) Probst, K.J.,
Herp, A., Leidel, W. Stereo-radiologische Lokalisations-
diagnostik von Schalen- und Total-
endoprothesen des Hüftgelenkes
Arch. Orthop. Traumat. Surg. 92
75 (1978)
- (19) Probst, K.J.,
Herp, A., Leidel, W. Vergleichbarkeit zeitlich aufeinander
folgender Meßdaten aus Röntgenbildern
Biomedizinische Technik 24 174 (1979)
Ergänzungsband
- (20) Reichelt, A.,
Riedl, K. Ursachen isolierter Pfannenlockerung
nach Implantation von Hüftgelenks-
totalendoprothesen
Orthop. Praxis 1/XIII 15 (1977)
- (21) Riedl, K.,
Reichelt, A. Klinische Untersuchungen bei In-
fektionen nach Implantation von
Hüftgelenkstotalendoprothesen
Orthop. Praxis 6/XII 599 (1976)
- (22) Rütt, A. Zur Aetiopathogenese der aseptischen
Auslockerung von Hüfttotalendopro-
thesen
Arch. orthop. Unfall-Chir. 85
139 (1976)

- (23) Schulitz, K.P.,
Dustmann, H.O. Komplikationen der Totalendoprothese
Arch. orthop. Unfall-Chir. 85
33 (1976)
- (24) Schulitz, K.P.,
Gärtner, B.,
Hüwel, R. Die schwingungsmechanische Methode zur Erfassung einer Prothesenlockerung
Orthop. Praxis 1/XIII 42 (1977)
- (25) Schulitz, K.P.
Hüwel, R.,
Gärtner, B. Die Erfolgsaussichten nach Prothesenwechsel aseptischer Hüften - Probleme der Osteolyse
Orthop. Praxis 1/XIII 12 (1977)
- (26) Stock, D.,
Schmid-Ullrich, K. Ergebnisse und Komplikationen der totalen Hüftendoprothesenoperation
Orthop. Praxis 6/XII 592 (1976)
- (27) Strauß, J. Beitrag zur Ursache der Prothesenlockerung
Orthop. Praxis 6/XII 616 (1976)
- (28) Thull, R. Diagnose ausgelockerter Kopfschaftprothesen durch Analyse einer erzwungenen Schwingung
Vortrag auf dem Pauwels-Symposium
Berlin, Jan. 1979
- (29) Thurn, P.,
Bücheler, E. Einführung in die Röntgendiagnostik
6. Auflage, S. 40
Stuttgart; Thieme 1979

- (30) Tönnis, D.,
Asai, H.

Untersuchungen über die Lockerungs-
raten verschiedener Hüftgelenkspro-
thesen und unterschiedlicher Hals-
längen

Arch. orthop. Unfall-Chir. 86
317 (1976)

- (31) Wagner, H.

Der alloplastische Gelenkflächen-
ersatz am Hüftgelenk

Arch. orthop. Unfall-Chir. 82
101 (1975)

LEBENS LAUF

Am 19.11.1951 wurde ich in Windischbergerdorf, Kreis Cham/Opf., als erster Sohn des Pfarrers Karl Fuchs und seiner Frau Ruth-Maria, geb. Hanselmann, geboren.

Von 1962 an besuchte ich in Nürnberg, ab 1968 in Windsbach das humanistische Gymnasium; 1971 legte ich das Abitur ab.

Anschließend leistete ich im Studienheim Windsbach als Erziehender den Zivildienst ab.

Seit April 1979 bin ich mit der Lehramtsanwärterin Uta, geb. Fleischmann verheiratet; am 19.3.80 wurde unsere Tochter Mirjam geboren.

Studiengang:

1972/73	Mathematik/Physik f. Lehramt	Erlangen
1973/74	Evang. Theologie und Kirchenmusik	"
1974-76	Vorklinik	Heidelberg
	Aug. 76: Ärztliche Vorprüfung	
1976-79	Klinik	Erlangen
	Aug. 77: 1. Teil der ärztl. Prüfung	
	Aug. 79: 2. Teil der ärztl. Prüfung	
1979/80	Praktisches Jahr: Innere Med. und Chirurgie	Fürth
	Kinderklinik	Erlangen
	Okt. 80: 3. Teil der ärztl. Prüfung	

Neuhof a.d.Zenn, 23.10.80

Johannes Fuchs

